

# UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA



Profesor Patrocinante:

**D.Sc. Pablo Aqueveque N.**

Informe de Memoria de Título  
para optar al título de:

**Ingeniero Civil Biomédico**

## Estudio Comparativo de Sistemas de Análisis de Marcha Basados en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas

UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN  
Facultad de Ingeniería  
Departamento de Ingeniería Eléctrica

Profesor Patrocinante:  
D.Sc. Pablo Aqueveque N.

# Estudio Comparativo de Sistemas de Análisis de Marcha Basados en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas



Stephania Alejandra Yáñez Arias

Informe de Memoria de Título  
para optar al Título de

Ingeniero Civil Biomédico

Marzo 2018

## Resumen

El análisis de marcha es la medición, descripción y evaluación sistemática de los parámetros que caracterizan la locomoción humana. A través del análisis de la marcha se adquieren y analizan parámetros espacio-temporales, cinemáticos, cinéticos y de actividad muscular para proporcionar información que describe las características fundamentales de este proceso. Esta información es luego interpretada por profesionales de la salud para evaluar cuantitativamente el grado en que la marcha de un individuo se ha visto afectada por alguna patología.

Este tipo de estudios se realiza en laboratorios de análisis de postura y movimiento que generalmente utilizan un sistema de adquisición constituido por cámaras optoelectrónicas infrarrojas y cámaras de video convencionales para el estudio cinemático de la marcha. A pesar de que este tipo de sistemas constituye la forma más utilizada y confiable en el análisis de marcha, presenta algunas limitaciones asociadas; como el alto costo, los largos procesos de calibración del sistema y preparación de los sujetos, además de limitar las pruebas a un ambiente de laboratorio. Es por esto que hace algunos años se han utilizado sensores inerciales en el estudio de la marcha y movimiento en general. El uso de este tipo de sensores permite superar algunas de las limitaciones de los sistemas convencionales.

En este trabajo se presenta un estudio comparativo de un sistema basado en unidades de medición inercial con sistemas de análisis de movimiento basados en cámaras infrarrojas para el estudio cinemático de la marcha. El estudio se desarrolló mediante la evaluación de marcha a sujetos voluntarios sanos, utilizando simultáneamente el sistema optoelectrónico de referencia y el sistema basado en sensores inerciales, obteniendo las curvas angulares para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital.

Luego de obtener y comparar cuantitativamente las curvas angulares obtenidas con ambos sistemas de medición, se obtuvo valores de error entre  $3.5^\circ$  y  $12.9^\circ$  para las tres articulaciones estudiadas. Los valores promedio de error resultaron ser de  $7.8^\circ$ ,  $8.0^\circ$  y  $9.3^\circ$  para cadera, rodilla y tobillo respectivamente. En cuanto al cálculo de la cadencia de pasos a partir de los datos obtenidos de los sensores inerciales, los valores promedio presentan porcentajes de error menores a  $0.57\%$  con respecto a los entregados por uno de los sistemas basados en cámaras infrarrojas.

Con estos resultados se concluye que, a pesar de que el sistema basado en sensores inerciales aún está en desarrollo, logra describir de manera satisfactoria los ángulos de articulaciones de extremidad inferior y la cadencia de pasos durante la marcha de un individuo a velocidad normal.



*“All we have to decide is what to do with the time that is given us”*

–Gandalf

## Agradecimientos

Al finalizar esta etapa y este trabajo, me gustaría agradecer el apoyo de muchas personas.

En primer lugar, quiero agradecer a mi mamá, por su infinito amor, sacrificio y apoyo. Gracias por luchar por mí y mis hermanas siempre. A María José y Antonia, mis bellas hermanas, por todo el amor, risas y locuras que siempre compartimos.

Agradezco también a mi papá, por confiar en mí y alentarme a ser mejor. A mis tíos, tías y abuelas, por todo el apoyo, la confianza y el cariño infinito. A mi madrina, por preocuparse tanto de mí y acompañarme siempre. A mis primas y primos, por tantos buenos momentos que hemos compartido desde pequeños y por apoyarme a lo largo de mi vida.

A mis amigas Joselyn, Fernanda y Ángela, gracias por tantos años de amistad, por su preocupación y cariño, sus consejos y estar siempre cuando lo necesito a pesar de la distancia. Muchas gracias por apoyarme en tantas y diversas etapas de mi vida.

A Marcos, infinitas gracias por todo el amor, compañía, comprensión y apoyo incondicional en estos años. Gracias porque compartir, apoyarnos y acompañarnos en tantos trabajos, proyectos y días de estudio, además de momentos de entretenimiento y relax, hicieron que esta etapa tomara un sabor especial. Gracias también por motivarme siempre a crecer en todos los aspectos de mi vida.

A Pablo, Eduardo, Claudia, Andrés y Andrea, gracias por su amistad, preocupación, apoyo y por compartir tantas risas y momentos especiales conmigo. A mis compañeros de universidad, por esas buenas instancias de entretenimiento y relax, muy necesarias en estos años de estudio.

Gracias a todos los profesores de la carrera, de forma especial a mi profesor tutor Pablo Aqueveque por todo su apoyo, disposición y consideración hacia mí durante este y otros trabajos. Gracias también porque su apoyo y gestiones, junto a las de los profesores Esteban Pino y Pamela Guevara, además de la Facultad de Ingeniería, hicieron posible mi pasantía en el extranjero. A don Alejandro, gracias por su apoyo, amabilidad y tantos consejos a lo largo de estos años. A Britam, por su paciencia y buena disposición a ayudarme en este trabajo. A Fabián, por su apoyo en este y otros proyectos, también por su simpatía y humor.

Quiero agradecer también a las personas que conocí en el Politécnico de Milán durante mi pasantía, en especial a la profesora Manuela Galli, a Matteo, Nicola y Veronica, por toda su disposición y amabilidad, por enseñarme tanto y motivarme a seguir aprendiendo. A Adriana, por las risas y los buenos momentos compartidos lejos de nuestros hogares.

Muchas gracias a todos.

# Tabla de Contenidos

<b>LISTA DE TABLAS .....</b>	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>IX</b>
<b>ABREVIACIONES .....</b>	<b>X</b>
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
1.1. INTRODUCCIÓN GENERAL .....	1
1.2. OBJETIVOS .....	2
1.2.1 <i>Objetivo General</i> .....	2
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i> .....	2
1.3. ALCANCES Y LIMITACIONES .....	3
1.4. METODOLOGÍA .....	3
1.5. TEMARIO .....	4
<b>CAPÍTULO 2. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA .....</b>	<b>5</b>
2.1. INTRODUCCIÓN .....	5
2.2. CICLO DE MARCHA .....	5
2.2.1 <i>Divisiones del Ciclo</i> .....	5
2.2.2 <i>Fases de la Marcha</i> .....	6
2.2.3 <i>Paso y Zancada</i> .....	7
2.3. PARÁMETROS DEL PASO .....	8
2.3.1 <i>Parámetros Espaciales</i> .....	8
2.3.2 <i>Parámetros Temporales</i> .....	9
2.3.3 <i>Parámetros Espacio-temporales</i> .....	10
2.4. CINEMÁTICA .....	10
2.4.1 <i>Ángulos de Articulación</i> .....	10
2.5. CINÉTICA .....	13
2.6. ELECTROMIOGRAFÍA DINÁMICA .....	14
2.7. CONCLUSIÓN .....	14
<b>CAPÍTULO 3. SISTEMAS DE ANÁLISIS DE MARCHA .....</b>	<b>15</b>
3.1. INTRODUCCIÓN .....	15
3.2. SISTEMAS BASADOS EN TECNOLOGÍA ÓPTICA .....	15
3.2.1 <i>Componentes de los Sistemas Ópticos</i> .....	16
3.2.2 <i>Dispositivos Complementarios</i> .....	18
3.2.3 <i>Protocolos Asociados</i> .....	20
3.2.4 <i>Índices en el Estudio de la Marcha</i> .....	23
3.3. SENSORES INERCIALES EN EL ESTUDIO DEL MOVIMIENTO .....	25
3.3.1 <i>Sensores para Estudio de Marcha Disponibles en el Comercio</i> .....	26
3.3.2 <i>Trabajos Previos</i> .....	29
3.4. CONCLUSIÓN .....	31
<b>CAPÍTULO 4. SISTEMA BASADO EN UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL .....</b>	<b>32</b>
4.1. INTRODUCCIÓN .....	32
4.2. UNIDAD DE MEDICIÓN INERCIAL .....	32
4.3. COMUNICACIÓN Y ADQUISICIÓN DE DATOS .....	33
4.4. ESTIMACIÓN DE ÁNGULOS ENTRE SEGMENTOS .....	35
<b>CAPÍTULO 5. PRUEBAS Y RESULTADOS EXPERIMENTALES .....</b>	<b>37</b>
5.1. INTRODUCCIÓN .....	37
5.2. METODOLOGÍA .....	37
5.3. MUESTRA Y PROTOCOLO DE MEDICIÓN .....	37
5.3.1 <i>Muestra</i> .....	37

5.3.2	<i>Protocolo de Medición</i> .....	38
5.4.	ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE DATOS .....	40
5.4.1	<i>Selección del Ciclo de Marcha a Evaluar</i> .....	40
5.4.2	<i>Uso de Aceleración para Separar un Ciclo de Marcha</i> .....	41
5.4.3	<i>Estimación de Cadencia</i> .....	42
5.4.4	<i>Comparación de Curvas Angulares</i> .....	43
5.5.	RESULTADOS .....	43
5.6.	VENTAJAS EN LA PRÁCTICA .....	49
5.7.	CONCLUSIÓN .....	50
<b>CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES</b> .....		<b>51</b>
6.1.	CONCLUSIONES .....	51
6.2.	TRABAJO FUTURO.....	52
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....		<b>53</b>
<b>ANEXO A.</b>	<b>ÁNGULOS DE ARTICULACIONES PLANO SAGITAL –EXTRACTO “JOINT STRUCTURE AND FUNCTION”</b> .....	<b>57</b>
<b>ANEXO B.</b>	<b>EXTRACTO REPORTE DE ANÁLISIS DE MARCHA ELABORADO EN SMART-CLINIC DE BTS.</b> .....	<b>58</b>



## Lista de Tablas

Tabla 5.1	Características y medidas antropométricas de los sujetos de prueba. ....	38
Tabla 5.2	Laboratorio, sistema utilizado y pruebas válidas para cada sujeto de prueba. ....	41
Tabla 5.3	RMSE y coeficientes de correlación $r$ por articulación en cada prueba. ....	48
Tabla 5.4	Cadencia estimada de cada sujeto de prueba. ....	49



## Lista de Figuras

Fig. 2.1 Ciclo de marcha normal con cada fase y evento.....	6
Fig. 2.2 Parámetros espaciales del paso .....	8
Fig. 2.3 Movimientos articulares de extremidad inferior.....	13
Fig. 3.1 Cámaras infrarrojas de sistemas de análisis de movimiento.....	17
Fig. 3.2 Marcadores reflectantes utilizados en análisis de movimiento.....	17
Fig. 3.3 Cámaras de video BTS VIXTA .....	18
Fig. 3.4 Plataforma de fuerza P-6000 de BTS Bioengineering.....	19
Fig. 3.5 Sensor de FREEEMG y esquema del sistema de adquisición asociado .....	19
Fig. 3.6 Vista frontal y posterior del <i>set</i> de marcadores en el protocolo Davis Heel.....	21
Fig. 3.7 Ubicación de marcadores según el modelo Plug-in Gait para extremidades inferiores .....	22
Fig. 3.8 Sensor inercial G-SENSOR de BTS y su ubicación para análisis de marcha .....	27
Fig. 3.9 MVN Link y MVN Awinda asociados al sistema MVN de Xsens .....	28
Fig. 3.10 Sensor inercial MTw Awinda asociado al sistema MVN de Xsens .....	28
Fig. 3.11 Trayectorias de ángulos medidos con diferentes sistemas, Kyrarini <i>et al.</i> ....	31
Fig. 4.1 Unidad de medición inercial y su plataforma de carga inalámbrica.....	32
Fig. 4.2 Orientación de los ejes para acelerómetro y giroscopio de la unidad de medición inercial.	33
Fig. 4.3 Esquema del sistema basado en IMUs.....	33
Fig. 4.4 Interfaz de adquisición de datos para pruebas de marcha.....	34
Fig. 4.5 Sistema de referencia para alineación de los ejes de los sensores inerciales.....	36
Fig. 5.1 Sujeto de Prueba con IMUs ubicados en la extremidad y marcadores según el protocolo Davis Heel. ....	39
Fig. 5.2 Curva angular de flexo-extensión de rodilla y aceleración anteroposterior del IMU 1.....	42
Fig. 5.3 Curvas de flexo-extensión de cadera durante un CM del Sujeto 2 obtenidas usando el sistema optoelectrónico VICON y sistema basado en IMUs. ....	43
Fig. 5.4 Curvas de flexo-extensión de rodilla durante un CM del Sujeto 2 obtenidas usando el sistema optoelectrónico VICON y sistema basado en IMUs. ....	44
Fig. 5.5 Curvas de dorsi-plantarflexión de tobillo durante un CM del Sujeto 2 obtenidas usando el sistema optoelectrónico VICON y sistema basado en IMUs. ....	44
Fig. 5.6 Curvas de flexo-extensión de cadera durante un CM del Sujeto 7 obtenidas usando el sistema optoelectrónico BTS y sistema basado en IMUs. ....	45
Fig. 5.7 Curvas de flexo-extensión de rodilla durante un CM del Sujeto 7 obtenidas usando el sistema optoelectrónico BTS y sistema basado en IMUs. ....	45
Fig. 5.8 Curvas de dorsi-plantarflexión de tobillo durante un CM del Sujeto 7 obtenidas usando el sistema optoelectrónico BTS y sistema basado en IMUs. ....	46
Fig. 5.9 Curvas de flexo-extensión de rodilla durante tres ciclos de marcha del Sujeto 7 obtenidas usando el sistema optoelectrónico BTS y sistema basado en IMUs. ....	47
Fig. 5.10 Valor medio y desviación estándar de RMSE y coeficientes de correlación obtenidos .....	47
Fig. A.1 Ángulos de articulaciones del miembro inferior en el plano sagital durante la marcha .....	57

## Abreviaciones

GA	: <i>Gait Analysis</i> (Análisis de Marcha)
EMG	: Electromiografía
IMU	: <i>Inertial Measurement Unit</i> (Unidad de Medición Inercial)
RMSE	: <i>Root Mean Squared Error</i> (Raíz del Error Cuadrático Medio)
CM	: Ciclo de Marcha
MoCap	: <i>Motion Capture</i> (Captura de Movimiento)
EIAS	: Espina Iliaca Anterosuperior
3D-GA	: <i>Three-dimensional instrumented gait analysis</i> (Análisis Tridimensional Instrumentado de la Marcha)
NI	: <i>Normalcy Index</i> (Índice de Normalidad)
GGI	: <i>Gillette Gait Index</i> (Índice de Marcha de Gillette)
GDI	: <i>Gait Deviation Index</i> (Índice de Desviación de la Marcha)
GPS	: <i>Gait Profile Score</i> (Puntaje de Perfil de la Marcha)
GVS	: <i>Gait Variable Score</i> (Puntaje Variable de la Marcha)
MAP	: <i>Movement Analysis Profile</i> (Perfil de Análisis de Movimiento)
FOG	: <i>Freezing of Gait</i> , (Bloqueo en la Marcha)
MEMS	: <i>Microelectromechanical System</i> , (Sistema Microelectromecánico)
I <sup>2</sup> C	: <i>Inter-Integrated Circuit</i> (Circuito Interintegrado)
UCSC	: Universidad Católica de la Santísima Concepción



# Capítulo 1. Introducción

---

## 1.1. Introducción General

La biomecánica del movimiento humano se puede definir como la interdisciplina que describe, analiza y evalúa el movimiento integrando conocimientos de física, matemáticas, anatomía, fisiología y química. Particularmente, esta interdisciplina tiene como objetivo recopilar información sobre la mecánica del sistema musculoesquelético durante la ejecución de una actividad física y describir de forma cuantitativa sus funciones utilizando modelos matemáticos del aparato locomotor [1] [2].

La caracterización y evaluación del sistema musculoesquelético se basa en la información de: el movimiento del centro de masa corporal; el movimiento relativo entre huesos adyacentes (cinemática de las articulaciones); las fuerzas intercambiadas con el ambiente; las cargas resultantes transmitidas a través de secciones de segmentos corporales o transmitidas por tejidos corporales individuales (músculos, tendones, ligamentos y huesos); y por último, la variación de energía de los segmentos y el trabajo muscular [2].

El estudio del movimiento humano es importante para comprender el funcionamiento de los sistemas que permiten realizar acciones físicas, para evaluar a personas con limitaciones funcionales motoras con el fin de tratar sus lesiones o patologías, y para desarrollar técnicas que mejoren el rendimiento físico de deportistas [1] [3].

Una de las áreas con mayor desarrollo y cantidad de estudios en el campo de la biomecánica desde sus inicios es el estudio de la marcha humana, debido a su complejidad e importancia en el campo clínico [4] [5].

El análisis de marcha (*Gait Analysis*, GA) es la medición, descripción y evaluación sistemática de aquellos parámetros que caracterizan la locomoción humana. A través del análisis de la marcha se adquieren y analizan datos cinemáticos, cinéticos y espacio-temporales para proporcionar información que describe las características fundamentales de este proceso. Esta información es luego interpretada por profesionales de la salud para evaluar cuantitativamente el grado en que la marcha de un individuo se ha visto afectada por alguna patología [6].

Actualmente, este tipo de estudios se realiza en laboratorios de análisis de postura y movimiento. Dichos laboratorios son dirigidos por profesionales especializados y generalmente utilizan un sistema de adquisición constituido por cámaras optoelectrónicas infrarrojas y cámaras de video convencionales para el estudio cinemático, ubicadas alrededor de un sendero de marcha central

que posee plataformas de fuerza para el estudio cinético. En algunos casos, estos sistemas se complementan con electromiografía (EMG) dinámica para analizar la actividad muscular durante la marcha [4] [7].

Los sistemas basados en cámaras infrarrojas son capaces de evaluar la marcha y otros movimientos con precisión (por lo que son considerados sistema *gold standard*), pero tienen algunas limitaciones: las condiciones de adquisición son limitadas y el costo del sistema en general es muy alto [8]. Hace algunos años los sensores inerciales (también conocidos como unidades de medición inercial, IMUs) han sido ampliamente utilizados en el estudio del movimiento, con el fin de superar algunas de estas limitaciones [3]. Estos sensores permiten el registro y estudio de movimiento en ambientes no controlados, peligrosos o confinados, no son sensibles a la luz (como los sistemas optoelectrónicos) y además son de tamaño reducido y bajo costo. Estas características los hacen apropiados para aplicaciones clínicas y deportivas [8].

En este trabajo se presenta el estudio comparativo de un sistema de análisis basado en sensores inerciales con sistemas optoelectrónicos basados en cámaras, mediante pruebas de evaluación de marcha a sujetos sanos. Este estudio pretende aportar al desarrollo y validación del sistema de sensores para el estudio de la marcha. Se espera que el sistema en desarrollo permita realizar este tipo de pruebas a personas que residen en zonas alejadas o de difícil acceso, sin la necesidad de trasladarlas a un laboratorio de análisis de movimiento para evaluar su patrón de marcha cuando lo requieren.

## **1.2. Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo General**

Comparar sistemas de análisis de movimiento basados en sensores inerciales y cámaras infrarrojas en el estudio cinemático de la marcha humana.

### **1.2.2 Objetivos Específicos**

- Entender y describir los sistemas de análisis de movimiento a utilizar en el estudio.
- Identificar los parámetros de marcha a comparar.
- Definir un protocolo de medición para realizar las pruebas de evaluación de marcha.
- Adquirir datos de aceleración y velocidad angular de los segmentos de extremidad inferior durante la marcha utilizando el sistema basado en sensores inerciales.
- Calcular ángulos de articulaciones a partir de datos de aceleración y velocidad angular de los segmentos.

- Obtener curvas angulares de la extremidad inferior al realizar pruebas de marcha utilizando un sistema optoelectrónico con cámaras infrarrojas.
- Analizar y comparar los resultados obtenidos con ambos sistemas de medición.

### 1.3. Alcances y Limitaciones

Las pruebas de evaluación se realizan a sujetos voluntarios sin alteraciones en la marcha, en laboratorios especializados de análisis de movimiento utilizando de forma simultánea un sistema optoelectrónico y el sistema basado en IMUs a evaluar.

El estudio comparativo se limita al análisis cinemático de las articulaciones de miembro inferior durante la marcha (cadera, rodilla y tobillo) en el plano sagital.

### 1.4. Metodología

Para el desarrollo de este trabajo, se revisaron y estudiaron los conceptos fundamentales relacionados con la biomecánica de la marcha humana, además de los componentes y funcionamiento de los sistemas que actualmente se utilizan para su evaluación. Se realizó una revisión de trabajos previos relacionados a estudios de marcha utilizando sistemas basados en sensores inerciales y a estudios comparativos con sistemas que utilizan cámaras.

Se analizó el sistema existente para estudio del movimiento basado en sensores inerciales (desarrollado en un trabajo previo). Se realizaron pruebas preliminares a un par de sujetos para entender el funcionamiento y resultados entregados por el algoritmo asociado. Luego, se tomaron las consideraciones necesarias para adecuar el sistema y llevarlo al estudio del movimiento de extremidades inferiores durante la marcha.

Posteriormente, luego de conocer y entender el funcionamiento de los sistemas optoelectrónicos a utilizar como referencia, se definió un protocolo de medición para la toma de pruebas. Este protocolo considera tanto los requerimientos del sistema basado en sensores, como los de los sistemas basados en cámaras infrarrojas.

Se llevaron a cabo pruebas de evaluación de marcha a sujetos voluntarios sanos en laboratorios de análisis de movimiento, utilizando dos sistemas de forma simultánea.

Luego de obtener los datos, se procesaron y graficaron las curvas angulares de las articulaciones de la extremidad inferior durante la marcha obtenidas con los dos sistemas. Finalmente, se cuantificó el error entre dichas curvas utilizando la Raíz del Error Cuadrático Medio (*Root Mean Squared Error*, RMSE) y los coeficientes de correlación de Pearson ( $r$ ).

## 1.5. Temario

Este informe se organiza como se detalla a continuación.

El Capítulo 1 introduce el trabajo de forma general, señalando la motivación, sus objetivos, alcances y metodología.

En el Capítulo 2 se presentan los conceptos relacionados con el estudio de la marcha, describiendo el ciclo de marcha junto a sus parámetros más importantes.

En el Capítulo 3 se explican los sistemas de análisis de marcha, profundizando en los que utilizan cámaras y los que utilizan sensores inerciales. Además, se realiza una breve revisión de trabajos previos relacionados a estudios de marcha usando sensores inerciales y análisis comparativos con sistemas basados en cámaras.

Luego, en el Capítulo 4 se describe el sistema basado en sensores inerciales a evaluar, indicando sus componentes, características y algoritmos de cálculo.

En el Capítulo 5 se explica la metodología utilizada para las pruebas comparativas, incluyendo la muestra, el protocolo de medición y la adquisición de datos. Además, se presentan los resultados obtenidos luego del procesamiento de los datos.

Finalmente, en el Capítulo 6 se presentan las conclusiones generales del estudio, además del trabajo futuro relacionado con el desarrollo y validación del sistema basado en sensores inerciales.

## Capítulo 2. Biomecánica de la Marcha

---

### 2.1. Introducción

Como se mencionó en el Capítulo 1, el estudio de la marcha normal y alterada es una de las áreas de mayor desarrollo en el campo de la biomecánica. Esto se debe principalmente a su importancia en la locomoción del ser humano, su complejidad e interés en el campo clínico, donde evaluar y tratar patologías es fundamental [4] [5].

En este capítulo se presentan las generalidades de la marcha humana, sus fases, eventos y parámetros de análisis. Estos conceptos son fundamentales para entender los principios que rigen la marcha, lo cual es necesario para el estudio comparativo de este trabajo.

### 2.2. Ciclo de Marcha

La marcha humana se puede definir como la traslación progresiva del cuerpo producida por movimientos coordinados y rotatorios de diferentes segmentos corporales [5]. La marcha constituye un proceso complejo, ya que requiere de la interacción y el adecuado funcionamiento de diferentes estructuras y sistemas corporales. Existen dos requisitos básicos que son necesarios para la marcha de cualquier persona, sin importar cuán distorsionada sea debido a alguna patología. Estos requisitos son: el movimiento periódico de cada pie desde una posición de soporte a la siguiente, y fuerzas de reacción de la superficie aplicadas a los pies suficientes para el soporte del cuerpo. El movimiento periódico de las piernas es la esencia de la naturaleza cíclica de la marcha humana [9].

La unidad básica para todo análisis de marcha corresponde al ciclo de marcha (CM) (Fig. 2.1). Por convención, el ciclo de marcha comienza cuando el talón de uno de los pies hace contacto con el suelo (apoyo de talón, o *heel strike*) que corresponde al 0% del ciclo, y termina cuando el talón del mismo pie toca nuevamente el suelo, en el 100% del ciclo [9] [10].

#### 2.2.1 Divisiones del Ciclo

Durante un ciclo de marcha se presentan dos fases principales: la fase de apoyo y la fase de balanceo. La fase de apoyo comienza con el contacto del talón de un pie y termina cuando el mismo pie deja el suelo, y comprende alrededor del 60% del ciclo de marcha. La fase de balanceo ocurre cuando el pie no está en contacto con el suelo y la pierna correspondiente se balancea para dar el siguiente paso, y corresponde al 40% restante del ciclo de marcha [5] [9].



3. **Apoyo medio o *midstance***: ocurre cuando el pie en balanceo (contralateral) sobrepasa al pie en apoyo, y el centro de gravedad del cuerpo está en su posición más alta. Usualmente ocurre alrededor del 30% del ciclo de marcha.
4. **Apoyo terminal o *heel off***: ocurre cuando el talón del pie correspondiente pierde contacto con el suelo, usualmente alrededor del 40% del ciclo de marcha.
5. **Despegue o *toe off***: es el instante en que el pie correspondiente deja el suelo en el final de la fase de apoyo, normalmente alrededor del 60% del ciclo de marcha [5] [9] [13].

Por su parte, los eventos correspondientes a la fase de balanceo son:

1. **Balanceo inicial o *early swing***: comienza cuando el pie deja el suelo y continúa hasta el balanceo medio, o el punto en que la extremidad oscilante está directamente debajo del cuerpo. Abarca aproximadamente el 60-73% del ciclo de marcha y se conoce también como fase de aceleración pues se activan los músculos flexores de la cadera para acelerar la pierna hacia adelante.
2. **Balanceo medio o *midswing***: ocurre cuando la extremidad que se balancea pasa frente a la extremidad en apoyo, coincidiendo con el apoyo medio del otro pie. Porcentualmente comprende aproximadamente el 73-87% del ciclo de marcha.
3. **Balanceo terminal o *late swing***: ocurre luego del *midswing* cuando la extremidad está desacelerando en preparación para el *heel strike*. Se conoce también como fase de desaceleración y equivale aproximadamente al 87-100% del ciclo de marcha [5] [9] [13].

### 2.2.3 Paso y Zancada

El ciclo de marcha es identificado en algunos casos con el término *zancada*. Ocasionalmente se usa la palabra *paso* como sinónimo, lo cual es incorrecto. Una zancada equivale a un ciclo de marcha y se basa en las acciones de una sola extremidad. La duración de una zancada corresponde al intervalo entre dos contactos iniciales del mismo pie (por ejemplo: el contacto inicial derecho y el siguiente contacto inicial derecho). El paso en cambio corresponde al intervalo entre el contacto inicial derecho y el izquierdo, por lo que una zancada corresponde a dos pasos (Fig. 2.2) [12].

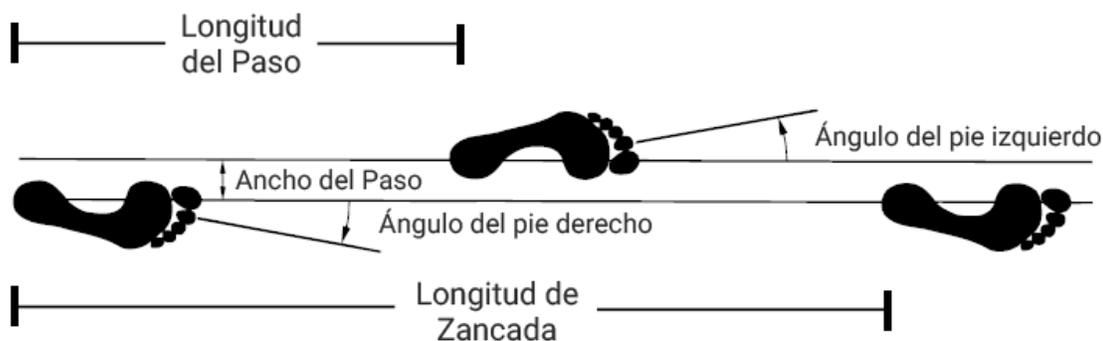


Fig. 2.2 Parámetros espaciales del paso [9].

## 2.3. Parámetros del Paso

Los parámetros del paso corresponden a variables críticas y ampliamente estudiadas para evaluar y caracterizar el patrón de marcha de una persona. Estos se dividen en parámetros espaciales, temporales y espacio-temporales del ciclo de marcha [10] [13]. A continuación, se define cada uno de ellos.

### 2.3.1 Parámetros Espaciales

#### A. *Longitud de zancada*

Es la distancia recorrida en un ciclo de marcha y se mide como longitud entre el punto de contacto del talón de un pie hasta el siguiente contacto del mismo pie. Una zancada está compuesta por dos pasos, por lo que dos largos de paso (derecho más izquierdo) constituyen una longitud de zancada (Fig. 2.2). En individuos normales los dos pasos consecutivos son aproximadamente iguales, pero en algunos casos existe asimetría entre los lados derecho e izquierdo. La longitud de la zancada en personas normales ronda los 141 cm en promedio y la magnitud de esta variable está directamente relacionada con la altura de la persona [10] [9] [12].

#### B. *Longitud del paso*

Corresponde a la distancia entre dos puntos de contacto sucesivos de los pies opuestos en la línea de progresión. Usualmente es medido desde el apoyo del talón (*heel strike*) de una extremidad al apoyo del talón de la otra (Fig. 2.2). Las personas de mayor altura, que tienen extremidades más largas, dan pasos de mayor longitud. Una comparación de las longitudes del paso derecho e izquierdo indica la simetría de la marcha, mientras más iguales sean las longitudes, más simétrica es la marcha [5] [13].

### **C. *Ancho del paso***

Es la distancia medio lateral entre los pies durante la marcha (Fig. 2.2) y tiene un valor de unos pocos centímetros en sujetos normales (5 o 6 cm). En pacientes con problemas de equilibrio asociados a enfermedades como la ataxia cerebelosa o parálisis cerebral de tipo atetoide, el ancho del paso puede aumentar hasta unos 15 o 20 cm [9].

### **D. *Ángulo del paso***

Es el ángulo formado por la línea de progresión del pie y la línea imaginaria que intersecta el centro del talón y el segundo dedo (Fig. 2.2). Este ángulo provee información útil sobre el grado de rotación interna o externa de la extremidad durante la fase de apoyo. El valor normal de este parámetro es alrededor de  $7^\circ$  [5] [9].

## **2.3.2 Parámetros Temporales**

### **A. *Duración de zancada***

Se refiere al tiempo que toma completar una zancada completa (un ciclo). En un adulto sin alteraciones en la marcha, una zancada dura aproximadamente un segundo si camina a velocidad normal [5].

### **B. *Duración del paso***

Es el tiempo que dura un solo paso. Normalmente, cuando existe debilidad o dolor en una extremidad, la duración del paso se ve disminuida en el lado afectado y aumentada en la extremidad más fuerte o sin dolor [5].

### **C. *Duración de la fase de apoyo***

Corresponde al tiempo que dura la fase de apoyo. Está formado por dos tiempos de apoyo simple y uno de apoyo doble [5] [10].

### **D. *Duración de la fase de balanceo***

Es el tiempo en el que el pie no está en contacto con el suelo. Coincide en magnitud con el tiempo de apoyo único del pie contrario [10].

### ***E. Duración del apoyo doble***

Es el tiempo en que ambos pies están en contacto con el suelo durante un ciclo de marcha. Este tiempo disminuye a medida que aumenta la velocidad de marcha. El porcentaje de tiempo dedicado al apoyo doble puede aumentar en personas de avanzada edad y/o con trastornos de equilibrio [5].

## **2.3.3 Parámetros Espacio-temporales**

### ***A. Velocidad de marcha***

Es la distancia que recorre un sujeto en un tiempo determinado y se mide en centímetros o metros por segundo. La velocidad media de marcha en adultos sanos de entre 18 y 64 años de ambos sexos, puede variar entre 1.20 m/s y 1.40 m/s. La velocidad depende de la longitud de zancada y tiempo de zancada, por lo que la variación de una de estas variables influirá en la velocidad de marcha de una persona [5] [10] [13].

### ***B. Cadencia***

Es el número de pasos que da una persona en una unidad de tiempo. Habitualmente se mide en pasos por minuto. La cadencia natural se define como el número de pasos en un tiempo determinado que da una persona cuando camina a velocidad espontánea. En un adulto normal, la cadencia natural suele ser de unos 90 pasos por minuto, si la marcha es lenta la cadencia es de unos 70 pasos por minuto, y en marchas rápidas puede alcanzar unos 130 a 150 pasos por minuto [12] [13].

## **2.4. Cinemática**

La cinemática corresponde al estudio del movimiento sin considerar las fuerzas internas o externas que lo causan. La cinemática se ocupa de describir y cuantificar desplazamientos lineales y angulares, así como velocidades y aceleraciones [5].

### **2.4.1 Ángulos de Articulación**

Los ángulos de las articulaciones son de primordial importancia para el estudio de la marcha y el diagnóstico de patologías. Se pueden expresar como ángulos absolutos con respecto a una referencia del espacio o como ángulos relativos de las articulaciones entre segmentos adyacentes. En posición anatómica u ortostática, se considera que las articulaciones están en posición “cero” [1] [5].

A continuación, se describe la cinemática articular para las tres articulaciones que son de interés en este trabajo: cadera, rodilla y tobillo.

## A. *Cadera*

La articulación de la cadera o coxofemoral es el punto de unión del miembro inferior con la cintura pélvica. Esta articulación se da entre la cabeza esférica del fémur y la cavidad cotiloidea del hueso coxal.

La cadera posee los siguientes movimientos: *flexión* (el muslo se levanta hacia el abdomen) y *extensión* (el muslo se inclina hacia la nalga); *abducción* (el muslo se aparta de la línea media) y *aducción* (el muslo se acerca a la línea media); y *rotación*, que puede ser hacia adentro o afuera (Fig. 2.3) [14].

La función muscular de la cadera cambia de acuerdo a la fase del ciclo de marcha en que se encuentre. Durante la fase de apoyo, el rol muscular permite proveer de estabilidad al tronco para mantener el equilibrio. En la fase de balanceo en cambio, la función muscular se enfoca en el control de la extremidad que se está balanceando. En un ciclo de marcha normal la cadera realiza el movimiento de extensión en el periodo de apoyo y flexión en el periodo de balanceo. Para fines prácticos se considera el valor de referencia  $0^\circ$  para una persona de pie, con el muslo en posición vertical. Para esta referencia, los *peaks* de movimiento en la articulación de la cadera son de  $10^\circ$  de extensión y  $30^\circ$  de flexión [13] [14].

En el contacto inicial, la cadera se encuentra en flexión a  $20\text{-}30^\circ$  con respecto a la vertical, ángulo que disminuye durante el apoyo simple, manteniéndose hasta el pre-balanceo, donde la cadera entra en extensión. A partir de ahí, la cadera entra en un nuevo periodo de flexión, alcanzando un máximo de  $30^\circ$  en el balanceo medio. Posterior a esto, la flexión de la cadera disminuye de manera progresiva hasta el nuevo contacto inicial [13].

## B. *Rodilla*

La articulación de la rodilla, o articulación femorotibial, une la pierna con el fémur y tiene tres piezas óseas como superficies articulares: la extremidad inferior del fémur, la extremidad superior de la tibia y la rótula.

La rodilla tiene dos movimientos principales, de *flexión* y de *extensión*, a los cuales deben añadirse movimientos de rotación y de inclinación laterales (varo-valgo) que son muy limitados (Fig. 2.3). La *flexión* y *extensión* son movimientos por los cuales la cara posterior de la pierna se acerca a la cara posterior del muslo, en el primer caso, y se separa de la misma en el segundo [14].

En la marcha, durante la fase de apoyo, la rodilla juega un rol preponderante en la estabilidad de la extremidad de soporte mientras que, durante la fase de balanceo, la flexión de la rodilla es el

factor clave para el avance del miembro. Los análisis en el plano sagital resultan ser suficientes para caracterizar el movimiento de un individuo sin trastornos de marcha.

En el contacto inicial, la rodilla puede estar flexionada en aproximadamente  $0^{\circ}$ - $5^{\circ}$ . Tras el inicio de la fase de apoyo, la rodilla se flexiona abruptamente llegando a una flexión completa cerca del inicio del apoyo simple ( $18^{\circ}$  en el 15% del CM). Durante el apoyo medio (fase 3 del CM), la rodilla comienza a extenderse y alcanza el mínimo de flexión, en torno a los  $0^{\circ}$ - $3^{\circ}$  en el 40% del CM, al llegar al apoyo terminal (fase 4). Cerca del término de la fase de apoyo comienza la segunda curva de flexión, cuando el pie contralateral comienza la fase de apoyo simple, la rodilla se encuentra en flexión a unos  $7^{\circ}$ . Al iniciar la fase de apoyo doble la rodilla presenta una segunda flexión abrupta, alcanzando cerca de  $30^{\circ}$  al terminar la fase de pre-balanceo (62% del CM). A partir de ese momento la flexión de la rodilla se mantiene constante hasta que alcanza el máximo ángulo de flexión en todo el ciclo de marcha, cercano a los  $60^{\circ}$ . Luego de completar su máxima flexión, la rodilla finaliza un ciclo de marcha con una posición aproximada de  $0$ - $3^{\circ}$  de flexión (97-100% CM) [13].

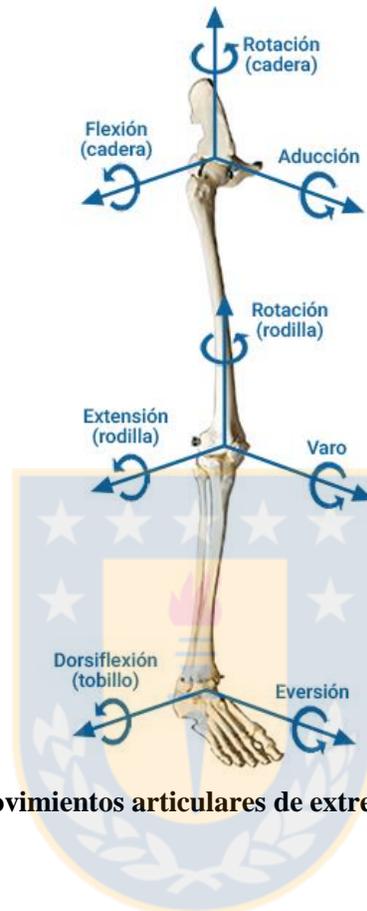
### C. *Tobillo*

La articulación tibiotarsiana une entre sí la pierna y el pie: la tibia y el peroné al astrágalo. Esta articulación presenta dos movimientos fundamentales: *flexión* y *extensión*, aunque también puede efectuar la aducción y abducción y la eversión e inversión (Fig. 2.3). La *flexión* y la *extensión* son movimientos por los cuales la cara dorsal del pie se aproxima a la cara anterior de la pierna en el primer caso y se aleja de ella en el segundo [14].

El movimiento ascendente del pie es parte de la sinergia flexora primitiva, es decir, de aquella que acompaña la flexión de la cadera y rodilla. Asimismo, el movimiento del pie hacia abajo es parte de la sinergia extensora de la extremidad. Por eso, se denomina *plantarflexión* al movimiento que incrementa el ángulo entre la parte dorsal del pie y la tibia; y *dorsiflexión* al movimiento inverso, en el que la parte dorsal se acerca a la tibia [13].

El contacto inicial del talón en la marcha ocurre con el tobillo en posición neutral ( $0^{\circ}$ ), lo que es seguido por el primer arco de plantarflexión. Al inicio del apoyo medio, la articulación cambia a una dorsiflexión, la que continúa hasta la primera mitad del apoyo final, posición que se mantiene hasta el final de la fase de apoyo simple. Luego, en el inicio del apoyo doble, se produce una abrupta plantarflexión alcanzando un máximo de  $20^{\circ}$ - $30^{\circ}$  al terminar la fase de apoyo. Al elevarse los dedos, el tobillo adopta una posición neutral de  $0^{\circ}$  que se mantiene durante la fase de balanceo [13].

En el Anexo A se muestra un esquema del ciclo de marcha con los respectivos ángulos de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital de cada fase, además de las curvas angulares normales asociadas.



**Fig. 2.3 Movimientos articulares de extremidad inferior.**

## 2.5. Cinética

La cinética corresponde al estudio de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y que causan el movimiento. Se incluyen en el estudio cinético las fuerzas internas y externas. Las internas vienen de la actividad muscular, los ligamentos, o la fricción en músculos y articulaciones. Las fuerzas externas por su parte, provienen del terreno o de cargas externas, de cuerpos activos, o de fuentes pasivas (como la resistencia del viento). El análisis cinético en la marcha sirve para entender las fuerzas de la superficie que actúan sobre los pies, las fuerzas que actúan en las articulaciones, las producidas por los músculos y los momentos generados por esos músculos [1] [5].

El tipo de transductor de fuerza más usado en biomecánica para el estudio cinético es la plataforma de fuerza, que corresponde a una placa instrumentada instalada a ras de suelo para el registro de las fuerzas de reacción del mismo [15]. Actualmente se usan dos tipos de sensores en plataformas de fuerza disponibles en el comercio: *strain gauges* y cristales piezoeléctricos.

Las plataformas de fuerza operan según el principio de que sin importar cuántos objetos apliquen fuerza en diferentes puntos de la placa superior, existe un vector de fuerza resultante (fuerza de reacción del suelo) que es numérica y físicamente equivalente a todas las fuerzas aplicadas [15].

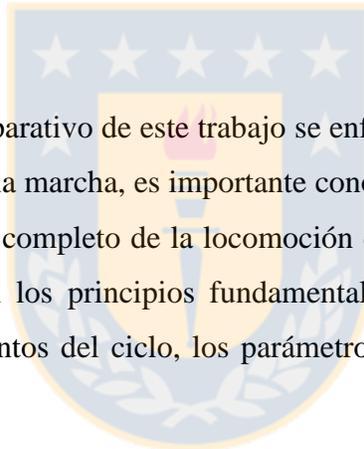
## **2.6. Electromiografía Dinámica**

El estudio cinemático y cinético de la marcha se suele complementar con electromiografía dinámica de superficie, ya que proporciona información sobre la actividad eléctrica de los músculos, el reclutamiento de diferentes tipos de fibras y el estado de fatiga del músculo durante la marcha.

En los reportes o informes de evaluación de marcha se suele presentar las señales de EMG de los músculos de interés de manera sincronizada con los eventos de la marcha, de modo que se puede evaluar la contribución de los diferentes grupos musculares según los movimientos articulares en cada fase del ciclo [7].

## **2.7. Conclusión**

Pese a que el estudio comparativo de este trabajo se enfoca en el análisis cinemático articular de la extremidad inferior durante la marcha, es importante conocer y entender todos los aspectos que se estudian al realizar un análisis completo de la locomoción de una persona. Es por esto que en el presente capítulo se describieron los principios fundamentales de la biomecánica de la marcha, profundizando en las fases y eventos del ciclo, los parámetros espacio-temporales y la cinemática articular.



## Capítulo 3. Sistemas de Análisis de Marcha

---

### 3.1. Introducción

La necesidad de caracterizar el movimiento humano normal y patológico ha impulsado constantemente a los investigadores a desarrollar nuevos dispositivos de adquisición y mejorar los sistemas de análisis de movimiento existentes [3].

En el análisis de movimiento se miden normalmente los siguientes parámetros: las posiciones instantáneas de marcadores ubicados en la piel de un individuo utilizando estereofotogrametría basada en fotografía convencional o sensores optoelectrónicos; las fuerzas externas usando plataformas de fuerza; la actividad eléctrica de los músculos mediante EMG; y los parámetros antropométricos se miden ya sea usando una cinta métrica y pinzas para medir o con métodos más sofisticados como escáner 3D [2].

El presente capítulo se divide en dos partes principales. En la primera parte, Sección 3.2, se presentan algunos de los aspectos más importantes del análisis de movimiento basado en sistemas ópticos, sus equipos y protocolos asociados. Además, se describen algunos índices que resumen los resultados de evaluaciones clínicas y que son ampliamente utilizados entre profesionales de la salud e investigadores para caracterizar la calidad de marcha de una persona.

En la segunda parte de este capítulo, Sección 3.3, se presentan las generalidades de los sensores inerciales, sus componentes y funcionamiento. Además, se mencionan y describen dos sistemas disponibles en el comercio basados en sensores inerciales para estudios de movimiento y marcha. Por último, se revisan algunos trabajos previos donde se han utilizado IMUs tanto para detectar eventos en la marcha normal o patológica, como para compararlos con sistemas optoelectrónicos convencionales en la medición y estimación de algunos parámetros de la marcha.

### 3.2. Sistemas Basados en Tecnología Óptica

Los sistemas ópticos de captura de movimiento (*Motion Capture*, MoCap) registran digitalmente movimientos de una persona para aplicaciones médicas, deportivas o de entretenimiento. La adquisición de datos se realiza mediante un sistema optoelectrónico de cámaras infrarrojas, que puede reconstruir trayectorias tridimensionales de un cierto número de pequeños marcadores esféricos reflectantes ubicados en puntos anatómicos de referencia sobre el cuerpo de un individuo [16] [17].

Este tipo de sistemas requieren una calibración para definir la posición de las cámaras alrededor del volumen de estudio. Para las empresas que trabajan en el desarrollo de estos sistemas, es importante lograr que el proceso de calibración resulte lo más simple posible, para permitir que una sola persona lo lleve a cabo en pocos minutos. Se recomienda calibrar el sistema al inicio de una nueva sesión de trabajo, y cada vez que se piense que la configuración del sistema se haya alterado [17].

Para el proceso de calibración es necesario definir las dimensiones y posición del área de trabajo donde serán realizadas las acciones a estudiar. El espacio debe estar libre de cualquier objeto que pueda interferir en la línea de visión de las cámaras, así como de materiales con características de refracción similares a las de los marcadores utilizados. Además, no debe llegar luz natural al lugar donde se instala el sistema y se deben cumplir algunas condiciones ambientales para una correcta operación de las cámaras (temperatura y humedad) [16].

Entre las empresas especializadas en MoCap, VICON [18] y BTS Bioengineering [19] se destacan por su trayectoria de más de 30 años en desarrollo de sistemas de análisis de movimiento y por equipar una gran cantidad de laboratorios alrededor del mundo.

### **3.2.1 Componentes de los Sistemas Ópticos**

Un laboratorio de análisis de movimiento debe tener al menos un sistema que permita realizar un estudio cinemático del movimiento (sistema optoelectrónico). Generalmente, el sistema se complementa con diferentes equipos y dispositivos para integrar aspectos cinéticos, electromiográficos y visuales a la evaluación. Es por esto que los sistemas de MoCap suelen ser compatibles con plataformas de fuerza y equipos de EMG, logrando un análisis clínico más detallado.

#### **A. Cámaras infrarrojas**

Las cámaras infrarrojas que componen un sistema MoCap (entre 6 a 12) se montan en las paredes o en el techo en un laboratorio de marcha, para que detecten y registren el movimiento de los marcadores esféricos ubicados en el cuerpo de un individuo [1].

En una cámara infrarroja utilizada para estudio de movimiento, el arreglo de LEDs infrarrojos forma una especie de ‘rosquilla’ alrededor del lente y emite luz pulsada por periodos menores a un milisegundo. La luz infrarroja reflejada por los marcadores esféricos es la única luz que captan los lentes de las cámaras (idealmente), resaltándolos en la imagen [1].

En la Fig. 3.1 se muestran las cámaras infrarrojas de los sistemas SMART-DX de BTS y Bonita Motion Capture de VICON. El sistema Bonita Motion Capture se caracteriza por el tamaño compacto

de sus cámaras infrarrojas y su precio moderado [20]. SMART-DX utiliza cámaras de mayor tamaño y es compatible con sistemas EMG y plataformas de fuerza de la empresa BTS, para permitir un análisis clínico más detallado [17]. Además, el sistema incorpora un *pack* de diferentes *software* que permiten adquisición, evaluación clínica y análisis de rendimiento [21].

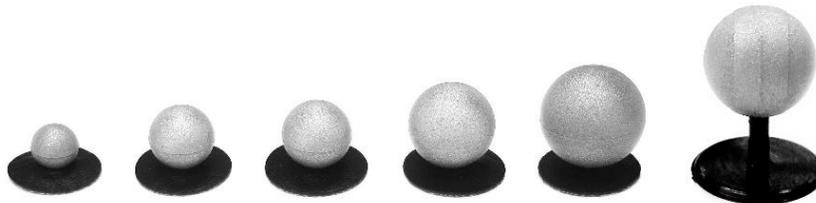


**Fig. 3.1** Cámaras infrarrojas de sistemas de análisis de movimiento.  
(a) Sistema BTS SMART-DX [21]. (b) Sistema VICON Bonita Motion Capture [20].

### **B. Marcadores**

La mayoría de los sistemas de análisis de movimiento basado en cámaras utilizan marcadores pasivos reflectantes, aunque también existen sistemas que utilizan marcadores activos, que emiten luz infrarroja [15].

Los marcadores pasivos reflectantes (Fig. 3.2) suelen ser esféricos o semiesféricos y están cubiertos con cinta o pintura reflectante para ser detectados por las cámaras en el estudio del movimiento [15]. Existen de diferentes tamaños dependiendo de su función. Para estudios de marcha, los marcadores son de 15 mm de diámetro, mientras que en estudios de movimientos faciales o de los dedos, los marcadores son de menor tamaño.



**Fig. 3.2** Marcadores reflectantes utilizados en análisis de movimiento.

### 3.2.2 Dispositivos Complementarios

#### A. Cámaras de video

Los laboratorios de análisis de movimiento poseen normalmente entre dos a cuatro cámaras de video de alta resolución, con el objetivo de obtener información cualitativa que apoye y complemente el análisis clínico. La empresa BTS Bioengineering, por ejemplo, incorpora en sus productos para análisis de movimiento un sistema de cámaras de video (Fig. 3.3). Esto posibilita la observación del sujeto desde diferentes puntos de vista mientras se evalúa, de forma sincronizada a las señales provenientes del sistema de MoCap y otros dispositivos complementarios [22].



Fig. 3.3 Cámaras de video BTS VIXTA [23].

#### B. Plataformas de fuerza

Son placas modulares de sensores (transductores) que miden las fuerzas de reacción a través de la superficie, permitiendo un análisis profundo de la condición postural estática y dinámica de un sujeto. El individuo puede moverse libremente por estas plataformas mientras es evaluado, ya que cualquier contacto con el suelo se usa para el análisis dinámico de movimiento [24].

Un ejemplo de plataforma de fuerza es P-6000 de BTS Bioengineering (Fig. 3.4). Esta plataforma es digital y está equipada con 12 transductores por cada una de las placas. Tanto BTS P-6000 como todas las plataformas de fuerza de la empresa fueron desarrolladas para integrarse a todos los sistemas de análisis de movimiento de BTS, por lo que sus datos se pueden adquirir utilizando los *software* asociados a los sistemas de análisis [25].

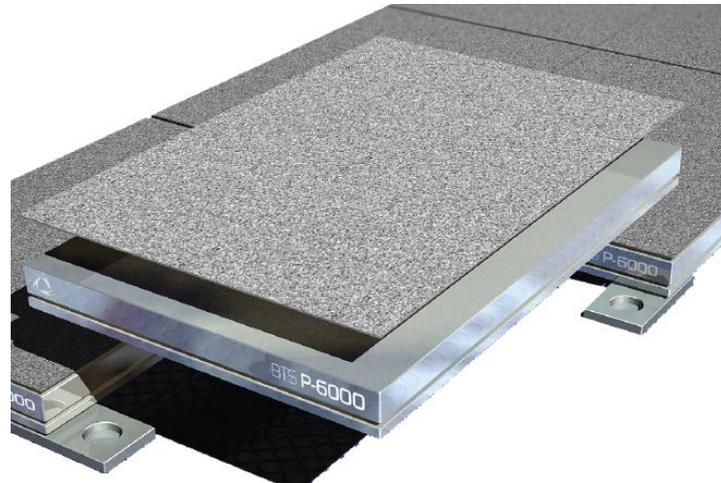


Fig. 3.4 Plataforma de fuerza P-6000 de BTS Bioengineering [25].

### C. *Dispositivos EMG*

Para adquirir la actividad eléctrica de los músculos durante la marcha se suele utilizar la electromiografía dinámica de superficie, idealmente de forma inalámbrica y no invasiva para el individuo en evaluación.

Un ejemplo de sistema de EMG desarrollado específicamente para ser usado en pruebas de evaluación de movimiento es BTS FREEEMG. Es un dispositivo de electromiografía de superficie con sensores inalámbricos para el análisis dinámico de la actividad muscular (Fig. 3.5). El sistema se comunica con un computador a través una unidad receptora (conectada por USB) que permite la recepción de la señal a través de WiFi. Cada sensor está equipado con una memoria interna para garantizar el registro ininterrumpido en caso de pérdida de conexión temporal y permitir adquisiciones en espacios amplios [26] [27].



Fig. 3.5 Sensor de FREEEMG y esquema del sistema de adquisición asociado [27].

### 3.2.3 Protocolos Asociados

Para realizar pruebas de evaluación de marcha es necesario contar con un protocolo estandarizado que permita obtener los parámetros de interés para el estudio de forma eficaz y confiable. Existen diferentes tipos de protocolos, dependiendo de aspectos como el tipo de paciente a evaluar, la configuración del laboratorio donde se evaluará, los equipos utilizados, el *software* asociado, los parámetros que se desean obtener y cómo se presentarán para el análisis [7].

A continuación, se detallan dos protocolos de medición: el protocolo de Davis utilizado junto a sistemas de análisis de movimiento de la empresa BTS, y el modelo Plug-in Gait asociado a los sistemas VICON.

#### A. *Protocolo de Davis*

El protocolo de Davis se utiliza con el software BTS SMART-Clinic, incluido en el sistema BTS SMART-DX. Este protocolo permite el estudio de la cinemática y cinética de la marcha humana, junto con la actividad eléctrica de los músculos implicados en la marcha. El trabajo de Davis *et al.*, en 1991 [6] que introdujo una técnica particular de recopilación de datos para el análisis de la marcha, inspiró la implementación de este protocolo, con el objetivo de proporcionar a los profesionales clínicos datos cuantitativos necesarios para analizar cualquier disfunción de la marcha.

El protocolo de Davis requiere el uso de un sistema BTS SMART-DX con un mínimo de seis cámaras para el análisis cinemático, una plataforma de fuerza BTS P-6000 para el análisis cinético, y una plataforma de electromiografía BTS FREEEMG para la evaluación de la actividad muscular [24].

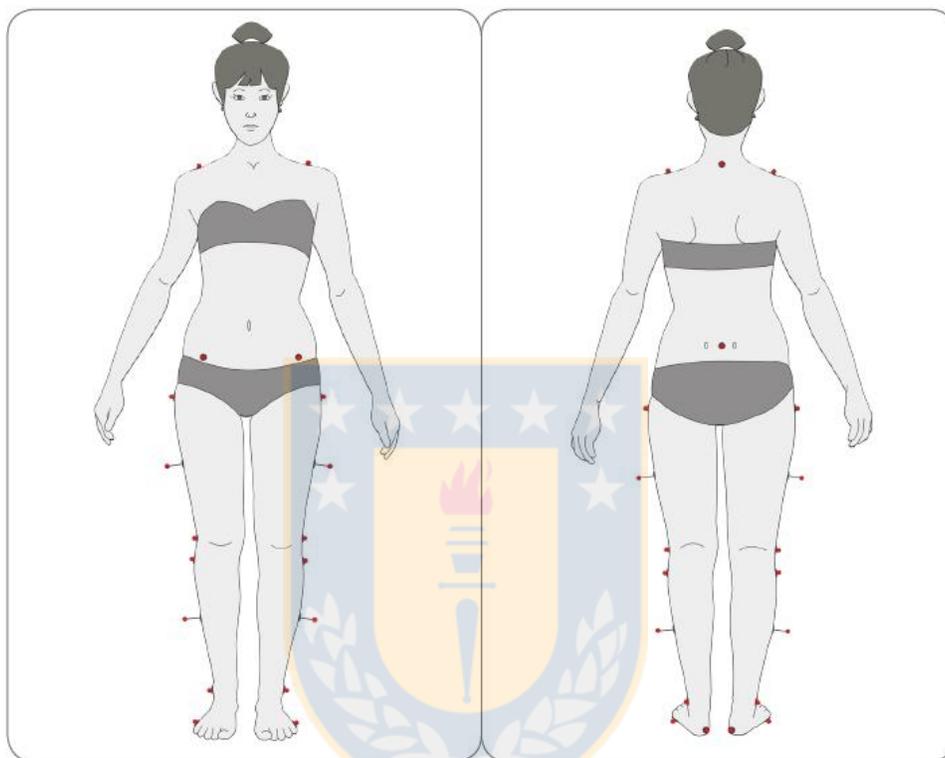
El protocolo guía todo el proceso de adquisición, procesamiento y reportes de una prueba de evaluación de marcha, comenzando por la preparación del sujeto. El primer paso es medir la altura (en cm) y el peso (en kg) del paciente. Luego, el sujeto debe recostarse en posición decúbito supino sobre una mesa para la medición de parámetros antropométricos.

Se deben medir y registrar las siguientes medidas antropométricas: distancia entre la espina iliaca anterosuperior (EIAS) derecha e izquierda (ancho de la pelvis), la profundidad de la pelvis (distancia entre la EIAS y la línea imaginaria que pasa por el trocánter mayor y paralelo a la mesa), el largo de la pierna (distancia entre la EIAS y el maléolo medial), el diámetro de la rodilla y el diámetro del tobillo. Todas las medidas, exceptuando la distancia entre EIAS, se deben registrar para ambas extremidades [24].

Luego de registrar las medidas antropométricas se procede a ubicar los marcadores en el cuerpo del sujeto. El protocolo “Davis Heel”, como se le llama oficialmente a la versión actualizada

del antiguo Davis, requiere el posicionamiento de 22 marcadores esféricos en el cuerpo del sujeto. Tres marcadores se deben ubicar en el tronco, tres en la pelvis, tres en cada muslo, tres en cada pierna (canilla) y dos en cada pie, tal como se muestra en la Fig. 3.6 [24].

En pruebas donde se desee evaluar la actividad eléctrica de los músculos, se deben ubicar dos electrodos en cada músculo de interés, poniendo atención en la posición correcta de los mismos.



**Fig. 3.6 Vista frontal y posterior del set de marcadores en el protocolo Davis Heel [24].**

En la fase de adquisición de datos el protocolo requiere una prueba estática, donde el sujeto mantiene una posición ortostática (posición anatómica) por cinco segundos, y al menos una adquisición de marcha (idealmente más de una) [24].

Finalmente, el protocolo entrega recomendaciones para los procesos de *tracking* de marcadores (asociarlos a sus etiquetas correspondientes cuadro a cuadro) y de identificación de eventos en la marcha de forma manual. Estos procesos son necesarios para la posterior elaboración del reporte donde se visualizan los resultados obtenidos. Un ejemplo de reporte generado luego de una evaluación de marcha utilizando el protocolo Davis Heel se muestra en el Anexo B.

## B. Protocolo Plug-in Gait

Plug-in Gait es un modelo biomecánico asociado a los sistemas MoCap de la empresa VICON y se utiliza con los *software* Nexus y Polygon. Está basado en el modelo de marcha Newington-Helen Hayes que calcula la cinemática articular y cinética a partir de las posiciones tridimensionales de marcadores y medidas antropométricas específicas. Este modelo define segmentos corporales rígidos y los ángulos de articulación entre dichos segmentos, para luego aplicar masas y momentos de inercia a los segmentos y permitir el cálculo de las reacciones que ocurren en ellos [28].

El modelado para miembros inferiores usando Plug-in Gait requiere de algunas medidas antropométricas del sujeto: altura, peso, diámetro de la rodilla, diámetro del tobillo, largo de la pierna, distancia entre EIAS y trocánter mayor (profundidad de la pelvis), y la distancia entre EIAS (ancho de la pelvis).

La ubicación de marcadores para este protocolo se basa en el modelo Newington-Helen Hayes, que incluye marcadores para la pelvis y ambas extremidades inferiores. La Fig. 3.7 muestra la configuración requerida por el protocolo con sus respectivas etiquetas, donde se consideran tres o cuatro marcadores en la pelvis (dependiendo de si se usa el marcador del sacro –SACR– o si se reemplaza por los de LPSI y RPSI) y seis marcadores en cada extremidad [29].

La asimetría en la ubicación de algunos marcadores puede ayudar al proceso de auto etiquetado, para distinguir el lado derecho e izquierdo. Se recomienda ubicar los marcadores del muslo (THI) y/o los de la tibia (TIB) de manera asimétrica [29].

Para el proceso de adquisición de datos, el modelo requiere una prueba estática y al menos una prueba dinámica (al igual que el protocolo de Davis). En algunos casos se puede ubicar algunos marcadores extra para la prueba estática, proporcionando redundancia en la información para mejorar el modelado, los que luego se quitan para la prueba de movimiento.



**Fig. 3.7** Ubicación de marcadores según el modelo Plug-in Gait para extremidades inferiores [29].

### 3.2.4 Índices en el Estudio de la Marcha

El análisis tridimensional instrumentado de la marcha (*Three-dimensional instrumented gait analysis*, 3D-GA) proporciona información completa sobre la marcha normal y patológica. Esta información es útil para objetivos científicos y en la práctica clínica porque proveen datos objetivos sobre movimientos articulares (cinemática), variables en tiempo y distancia (datos espacio-temporales), y sobre momentos en articulaciones y fuerzas (cinética).

Se ha demostrado ampliamente que el 3D-GA es un método importante mediante el cual se obtiene información crucial para determinar el nivel de limitación funcional de un individuo debido a alguna patología y para su seguimiento y evaluación a lo largo del tiempo. Además, puede ayudar a evaluar la intervención de rehabilitación dirigida a reducir dicha limitación funcional.

Sin embargo, interpretar datos tridimensionales de la marcha en un sentido global no es una tarea simple. Debido a esto, en los últimos años se ha generado una conciencia clínica de la necesidad de un índice conciso, específicamente una medida única de la “calidad” de un patrón de marcha en particular. Se han propuesto y utilizado varias medidas de resumen de la marcha cuando se utilizan junto con 3D-GA para objetivar la impresión clínica, cuantificar el grado de desviación de la marcha con respecto a la normalidad, estratificar la gravedad de una patología, documentar los cambios en la marcha a lo largo del tiempo y evaluar intervenciones [30] [31].

El Índice de Normalidad (*Normalcy Index*, NI) o Índice de la Marcha de Gillette (*Gillette Gait Index*, GGI), fue el primer índice que permitió la caracterización de la marcha de un paciente con una aceptación generalizada por parte de los clínicos. Utiliza métodos estadísticos multivariantes para cuantificar la medida en que la marcha de un individuo se desvía de la de un grupo de control sano [30].

El Índice de Desviación de la Marcha (*Gait Deviation Index*, GDI) está basado en la extracción de 15 características de la marcha. Utiliza la descomposición en valores singulares de la cinemática 3D-GA de la pelvis y la cadera en los tres planos, de la rodilla y el tobillo en el plano sagital y de la progresión del pie (plano transversal). Aplicadas a un grupo de control, estas características de la marcha definen un promedio de la marcha no patológica. La distancia absoluta entre el valor de un sujeto que exhibe una marcha patológica y el grupo de control es calculada, proporcionando una medida que determina el grado de patología de la marcha. Un GDI igual a 100 o superior indica ausencia de patología en la marcha; 10 puntos por debajo de 100 corresponde a una desviación estándar desde la media del grupo sano. Por ejemplo,  $GDI = 75$  indica que la marcha del sujeto es 2.5 veces la desviación estándar de la media de control. Distintos investigadores han utilizado este índice

para caracterizar diferentes patologías, encontrando ventajas sobre otros índices, aunque también algunas limitaciones del GDI. Por ejemplo, el uso de GDI en amputados de miembro inferior demostró que este índice falla en identificar diferencias entre los niveles de funcionalidad en el lado intacto del sujeto [30].

El Puntaje de Perfil de la Marcha (*Gait Profile Score*, GPS) similar al GDI, es una medida de resultado de índice único que resume la calidad general de la cinemática del paciente. Además de una medida global de la calidad de la marcha, se puede deconstruir para proporcionar el Puntaje Variable de la Marcha (*Gait Variable Score*, GVS). Corresponde a un índice que mide la desviación variable individual para nueve variables cinemáticas relevantes: la pelvis y cadera en tres planos, la rodilla y el tobillo en el plano sagital y la progresión del pie (plano transversal). El GPS es presentado generalmente junto a los nueve GVS en un gráfico de barras, generando así un Perfil de Análisis de Movimiento (*Movement Analysis Profile*, MAP). El MAP describe la magnitud de la desviación de las nueve variables individuales promediadas durante el ciclo de marcha, lo que proporciona una idea de qué variables contribuyen al incremento del GPS. El GPS se calcula como la distancia euclidiana entre las características cinemáticas y las correspondientes características normativas del ciclo completo de marcha. Se mide en grados y valores de GPS mayores a  $7^\circ$  indican un patrón de marcha comprometido.

Una ventaja de GPS comparado con otros índices es que proporciona información útil sobre qué variables contribuyen a un elevado GPS, es decir, dónde está el problema (articulación por articulación en cada plano) por medio de su descomposición en MAP.

Una de las limitaciones del GPS, al igual que del GDI, es que ni los parámetros espacio-temporales ni la cinética son incluidos en el cálculo [30].

Es importante destacar que los grupos de control utilizados para el cálculo de los diferentes índices de la marcha se refieren a un territorio en particular. Esto ya que se realizan evaluaciones de marcha a conjuntos de personas sanas de un determinado país o región. Es por esto que, en estricto rigor, para el cálculo de índices en la marcha se deben comparar los parámetros del individuo en estudio con respecto a la “normalidad” del grupo de control que pertenece a la misma región o país.

### 3.3. Sensores Inerciales en el Estudio del Movimiento

En los últimos años, las unidades de medición inercial se han convertido en una herramienta muy importante y ampliamente utilizada en diferentes campos, ya sea en industria, ergonomía, biomecánica, animación y realidad virtual, por nombrar algunas [32].

En el análisis de movimiento, se ha incorporado el uso de este tipo de sensores como medio alternativo para superar las limitaciones de otros sistemas de MoCap [3]. Los sensores inerciales se caracterizan por su reducido tamaño, ser portables, de bajo costo, de fácil configuración y permitir la adquisición de datos independiente de cámaras.

Se pueden ubicar varios sensores en diferentes segmentos del cuerpo y permiten estudiar y evaluar el movimiento dentro o fuera de un laboratorio, pudiendo registrar datos continuamente mientras un individuo realiza actividades diarias en cualquier ambiente por un periodo prolongado de tiempo [3].

Una IMU normalmente se compone de un acelerómetro y un giroscopio, aunque no está limitada a eso, y pueden incluir magnetómetros, permitiendo una medición completa de orientación relativa a la dirección de gravedad y al campo magnético de la tierra [32].

Las IMUs miden la aceleración, la velocidad angular y el vector del campo magnético en su propio sistema de coordenadas locales tridimensionales. Con la calibración adecuada, los ejes de este sistema de coordenadas local representan una base ortonormal que normalmente está bien alineada con la carcasa exterior del sensor. Además de las señales de medición inerciales mencionadas, algunos dispositivos disponibles comercialmente incorporan algoritmos que proporcionan estimaciones de la orientación del sensor con respecto a un sistema de coordenadas fijo global. Esta orientación se puede representar mediante un cuaternión, una matriz de rotación o ángulos de Euler [33].

Los cuaterniones son números complejos de rango 4 usados ampliamente como parámetros de representación de posición de cuerpos rígidos. Corresponde a una matriz de  $4 \times 1$  que consiste en una parte escalar  $s$  y una parte vectorial  $\mathbf{v}$ . Basado en el teorema de Euler, la parte vectorial es el eje de rotación normalizado y la parte escalar se basa en el ángulo de rotación/transformación [32].

Para determinar la posición del sistema de referencia local en el espacio tridimensional de un cuerpo rígido con respecto a un sistema de referencia, se puede usar un cuaternión unitario.

Un cuaternión es una matriz de cuatro elementos, por lo que su uso ahorra capacidad de almacenamiento y permite cálculos matemáticos (multiplicación, rotación inversa o adición) computacionalmente menos complejos comparado con una matriz de rotación de  $3 \times 3$ . Otra ventaja

del uso de cuaterniones, sobre todo en aplicaciones de IMU, es el cálculo de la posición del sistema local de coordenadas para el siguiente paso usando la información del giroscopio de forma directa [32].

Antes de realizar mediciones de cambios de posición, se debe determinar la orientación inicial del sensor, lo que se hace normalmente usando mediciones del acelerómetro y magnetómetro en estado de reposo. Al utilizar la distribución de la gravedad a lo largo de los tres ejes ortogonales, se puede calcular la posición inicial de la IMU [32].

El proceso de integración de las señales y, por lo tanto, el cálculo y la actualización de la posición están influenciados por errores de medición, fiabilidad de calibración del sensor y ruido blanco, lo que produce un resultado comprometido de la posición y *drift* (error acumulativo lineal) [32]. Esta es la principal limitación en el uso de IMUs, lo que ha llevado a investigadores a desarrollar diferentes algoritmos de optimización que combinan la información de giroscopio, acelerómetro y magnetómetro con el objetivo de sobrellevar los problemas de error asociado. Entre ellos se encuentran el filtro de ángulos cuaternarios desarrollado por Madgwick [34] y los algoritmos que usan o se basan en el filtro Kalman [35] para mejorar la calidad de la información entregada por IMUs en el cálculo de posición.

Para estimar y expresar datos cinemáticos de segmentos o articulaciones corporales basado en uso de IMUs, se debe medir la orientación de los sensores con respecto a un sistema de referencia común. Además, se debe determinar la orientación relativa del sensor al segmento corporal donde se ubica para corregir *offsets* angulares. Para determinar esta alineación del sensor con el segmento, se han desarrollado diferentes técnicas. Comúnmente se usa una donde se pide al sujeto que se mantenga en una posición de referencia conocida (como una posición neutral de pie con los brazos relajados a los costados) [32].

### 3.3.1 Sensores para Estudio de Marcha Disponibles en el Comercio

Un ejemplo de sistema para análisis de marcha basado en un sensor inercial es G-WALK de BTS Bioengineering. BTS G-WALK consiste en un sensor inercial G-SENSOR (Fig. 3.8) que permite la adquisición y transmisión de datos a un computador a través de conexión Bluetooth, y el software G-STUDIO. Este último permite el manejo de las bases de datos de pacientes, la adquisición de datos, el procesamiento y elaboración de reportes. El *software* incorpora varios protocolos de adquisición que permiten evaluar diferentes actividades: “*Timed Up and Go Test*”, “*Run*”, “*Jumps*”, “*6 Minutes Walking Test*”, “*Walk*” y “*Free Test*” [36] [37].

El protocolo de análisis “*Walk*” está validado por la comunidad científica para el análisis de marcha y provee todos los parámetros espacio-temporales y la cinemática de la pelvis durante una prueba de marcha [37]. Para realizar una prueba, el sensor se debe ubicar en la zona lumbar a la altura de L5, mediante el cinturón incorporado, poniendo atención en posicionarlo lo más vertical posible (Fig. 3.8). Luego de la adquisición de los datos, el *software* los procesa y genera un reporte con la información obtenida, entregando datos espacio-temporales y ángulos de la pelvis.

El sensor utilizado en este sistema está compuesto por un acelerómetro de tres ejes, un sensor magnético y un giroscopio de tres ejes. Incluye una tarjeta de memoria interna para guardar datos, permitiendo la adquisición sin comunicación en tiempo real, y en caso de que el individuo se aleje más allá del rango de adquisición del Bluetooth durante la prueba [38].

G-WALK constituye una herramienta muy útil para la evaluación de diferentes actividades en ambientes no controlados y su valor comercial ronda los 4000€.



**Fig. 3.8 Sensor inercial G-SENSOR de BTS y su ubicación para análisis de marcha [36].**

Otro sistema comercial de análisis de movimiento basado en sensores inerciales es MVN de Xsens [39]. A diferencia de G-WALK, este sistema permite el análisis de varios segmentos corporales durante la ejecución de una actividad, pues se compone de varios sensores inerciales.

Xsens es una compañía de tecnología de captura de movimiento 3D que desarrolla y comercializa sensores que incorporan tecnología MEMS (*Microelectromechanical System*) para aplicaciones en análisis de movimiento, animación de personajes, control industrial y estabilización [39].

La línea de productos Xsens MVN para el análisis de movimiento humano tiene dos configuraciones de hardware: MVN Link y MVN Awinda (Fig. 3.9). Ambas poseen 17 sensores pequeños e inalámbricos para captura de movimientos del cuerpo completo [40]. La configuración MVN Awinda utiliza sensores inerciales MTw Awinda (Fig. 3.10) que se fijan al cuerpo mediante bandas, mientras que MVN Link utiliza sensores miniaturizados interconectados en un traje de lycra.

El *software* asociado a este sistema es MVN Analyze, optimizado para su uso en investigación, ciencias del deporte, ergonomía y rehabilitación. Los datos reportados por el sistema luego de una prueba de movimiento incluyen: ángulos de articulaciones, cinemática de segmentos, posiciones globales de los segmentos, centro de masa del cuerpo y los datos propios de los sensores [40].



Fig. 3.9 MVN Link y MVN Awinda asociados al sistema MVN de Xsens [40].



Fig. 3.10 Sensor inercial MTw Awinda asociado al sistema MVN de Xsens [40].

### 3.3.2 Trabajos Previos

Distintos autores han realizado estudios de movimiento utilizando IMUs, tanto para detectar eventos en la marcha o algunas patologías asociadas. También se han realizado comparaciones entre los sistemas ópticos y sensores inerciales en la medición de algunos parámetros de la marcha.

Hwang *et al.* proponen en su trabajo una detección de eventos de la marcha en tiempo real, utilizando un único sensor inercial ubicado en la cabeza. Se mide la aceleración de la cabeza mediante un IMU con el fin de detectar dos eventos en la marcha. Cuando una persona apoya el talón al caminar y luego de la fase de apoyo despegar el pie del suelo, el impacto es generado entre el pie y el suelo, lo que se transmite hacia la cabeza a través de diferentes estructuras fisiológicas dirigidas por el eje corporal. A pesar de que el impacto es amortiguado por estructuras del cuerpo, como los discos intervertebrales, genera un *peak* detectable en la aceleración de la cabeza. Usando un umbral y un filtro pasa bajos, la localización de *peaks* en la aceleración de la cabeza resultó ser un método confiable para detectar eventos en la marcha [41].

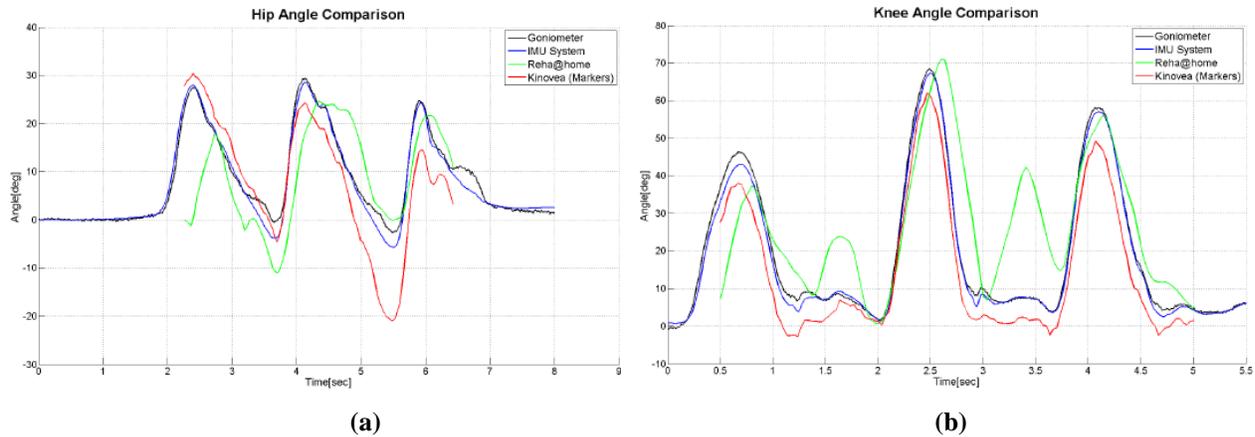
Sijobert *et al.* por su parte, proponen una detección temprana de FOG (*freezing of gait*, que corresponde al bloqueo en la marcha que experimentan los pacientes con Parkinson) y festinación (una tendencia que también experimentan los pacientes con Parkinson, que consiste en acelerar su marcha para evitar la caída hacia adelante), para ayudar en la asistencia de pacientes con Parkinson y llegar a utilizar la detección de estos eventos para gatillar una estimulación eléctrica y así evitar caídas. La detección temprana se basa en un sensor inercial inalámbrico ubicado en la pierna del paciente. Los resultados de sus pruebas muestran que los datos entregados por los IMUs son útiles para estimar varios parámetros, sobre todo si se suma a la observación de la marcha, para detectar cambios, incluyendo FOG y festinación [42].

En su trabajo, Seel *et al.* presentan el cálculo de ángulos de articulaciones para el análisis de marcha. Proponen un método que utiliza solo giroscopios y acelerómetros, quitando magnetómetros. Proporcionan resultados de pruebas realizadas en un paciente amputado a nivel transfemoral (una de sus piernas corresponde a una prótesis y se midieron ambas), en donde se comparan los métodos de medición basados en IMUs con un sistema de análisis de movimiento óptico 3D. Enfocan su estudio en articulaciones de tipo bisagra, es decir, con un grado de libertad, ya que ha sido demostrado que los datos entregados por IMUs pueden ser usados para calcular ángulos de articulación tipo bisagra cuando al menos un IMU es fijado a cada lado de la articulación. El error cuadrático medio de los ángulos de flexión/extensión de la rodilla, medidos con IMUs y con cámaras, resultó menor a 1° en la

prótesis y aproximadamente  $3^\circ$  en la pierna normal del sujeto. Para la dorsiflexión/plantarflexión del tobillo, ambas desviaciones resultaron ser cercanas a  $1^\circ$  [33].

Kyrrarini *et al.* presentan el estudio realizado y resultados obtenidos al comparar el rendimiento de sistemas de medición basado en sensores inerciales y sistemas basado en imágenes al obtener los ángulos de articulaciones de cadera y rodilla durante una marcha normal. Las pruebas se realizaron utilizando cuatro herramientas de medición: goniómetros; sistema de medición basado en imágenes Kinovea (software de análisis de video que utiliza marcadores); sistema de medición basado en imágenes que no utiliza marcadores, Reha@home e IMUs. Cada sujeto de prueba debía permanecer de pie al principio de la prueba para la calibración de los goniómetros e IMUs, y luego caminar normalmente en línea recta 2.5 m, mientras los parámetros de marcha eran registrados por los cuatro sistemas al mismo tiempo. Los resultados indican que el sistema basado en unidades de medición inercial utilizado en las pruebas presenta excelentes resultados con pequeños errores, mientras que los sistemas de bajo costo basados en imágenes utilizados producen resultados con errores ligeramente mayores (Fig. 3.11) [43].

Otro estudio comparativo para evaluar un sistema basado en sensores inerciales fue desarrollado por Watanabe *et al.*, donde comparan un sistema portable para evaluación de marcha usando sensores compuestos de giroscopios y acelerómetros con un sistema óptico en el análisis cinemático de las extremidades inferiores. Para el estudio, además, se probó la medición de ángulo de articulaciones utilizando un modelo de cuerpo rígido, con el fin de determinar si la posición de fijación de los sensores en los segmentos afecta al error en la medición. Los resultados de las pruebas realizadas utilizando el modelo de cuerpo rígido, indican que la posición de los sensores al ubicarlos en los segmentos no afecta la medición de movimientos lentos o de velocidad normal (los errores entre diferentes ubicaciones de los sensores resultaron menores a  $1^\circ$ ). Los resultados de sus pruebas muestran, además, que las curvas angulares medidas tienen una alta correlación con los valores de referencia, con valores de error (RMSE) de entre  $1^\circ$  y  $7^\circ$  para diferentes velocidades de marcha. Luego de estos resultados, ellos concluyen que el sistema basado en sensores puede medir ángulos con una exactitud estable y razonable [8].



**Fig. 3.11** Trayectorias de ángulos medidos con diferentes sistemas, Kyrarini *et al.* [43].  
 (a) Comparación del ángulo de la cadera. (b) Comparación del ángulo de la rodilla.

### 3.4. Conclusión

En este capítulo se presentaron las generalidades de los sistemas de análisis de marcha, sus componentes, protocolos asociados y los índices utilizados para valorar el patrón de marcha en individuos con alguna patología. Es importante destacar que, en el estudio de la marcha, las diferentes empresas, profesionales e investigadores del área se dedican constantemente a desarrollar y mejorar sistemas que permitan evaluar de forma simple y confiable el proceso de locomoción. Es por esto que surgen nuevas herramientas para el análisis de marcha. Ejemplo de esto son los sistemas basados en sensores inerciales, que se utilizan como alternativa a los sistemas convencionales pretendiendo superar las limitaciones asociadas a ellos.

Luego de revisar los sistemas basados en sensores inerciales disponibles en el comercio y los utilizados en algunos trabajos previos en estudios de marcha, se puede concluir que los aspectos más importantes en el desarrollo de este tipo de sistemas son el bajo costo asociado a los sensores, la facilidad de configuración e implementación, el bajo o nulo requerimiento de personal especializado y la posibilidad de realizar análisis en pocos minutos y en diversos ambientes, sin necesidad de un laboratorio convencional.

## Capítulo 4. Sistema Basado en Unidades de Medición Inercial

---

### 4.1. Introducción

El sistema a utilizar para el estudio comparativo fue desarrollado en el Laboratorio de Ingeniería Civil Biomédica de la Universidad de Concepción, como sistema de análisis de movimiento basado en unidades de medición inercial [44 – 47]. Permite la adquisición de datos de aceleración y velocidad angular desde tres IMUs y el cálculo de ángulos entre segmentos donde se ubiquen los sensores.

En este capítulo se describen los componentes del sistema y el algoritmo asociado para el cálculo de ángulos a partir de los datos obtenidos de las IMUs.

### 4.2. Unidad de Medición Inercial

Las unidades de medición inercial a utilizar en el sistema de análisis de marcha están compuestas por un sensor MPU 9250, de Invensense [48], que incorpora tecnología MEMS. Este sensor posee un acelerómetro de tres ejes, un giroscopio de tres ejes, un magnetómetro de tres ejes, un sensor de temperatura y un procesador digital de movimiento.

Las IMUs poseen además, un microcontrolador NXP modelo LPC824M201JDH20, una batería LiPo de 3.7V-150mAh que se carga inalámbricamente mediante enlaces inductivos otorgando una autonomía de siete horas de medición continua, y un módulo Bluetooth V3.0 para comunicación inalámbrica (Fig. 4.1) [44] [49].



Fig. 4.1 Unidad de medición inercial y su plataforma de carga inalámbrica.

En la Fig. 4.2 se muestra la orientación de los ejes para el acelerómetro y giroscopio en cada IMU. No se utiliza el magnetómetro para este estudio, debido a la dificultad asociada de alcanzar una calibración estándar para todos los ambientes, ya que este sensor es muy sensible a influencias externas como la temperatura, presión e intensidad de campo magnético del entorno [44].

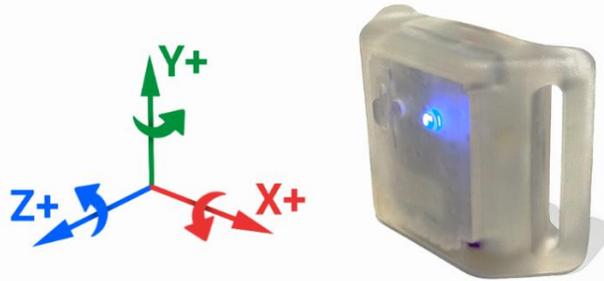


Fig. 4.2 Orientación de los ejes para acelerómetro y giroscopio de la unidad de medición inercial.

### 4.3. Comunicación y Adquisición de Datos

El acceso a los datos de los sensores se realiza mediante comunicación I<sup>2</sup>C (*Inter-Integrated Circuit*) para esta aplicación.

Para los fines de este trabajo se decidió utilizar cuatro sensores inerciales, por lo que se modificó el algoritmo existente para permitir la adquisición y procesamiento de un cuarto sensor. De esta forma, se pueden estimar los ángulos de tres articulaciones de la extremidad inferior durante la marcha. En la Fig. 4.3 se muestra un esquema del sistema utilizado para el estudio comparativo, indicando la posición de los sensores en el cuerpo del individuo.

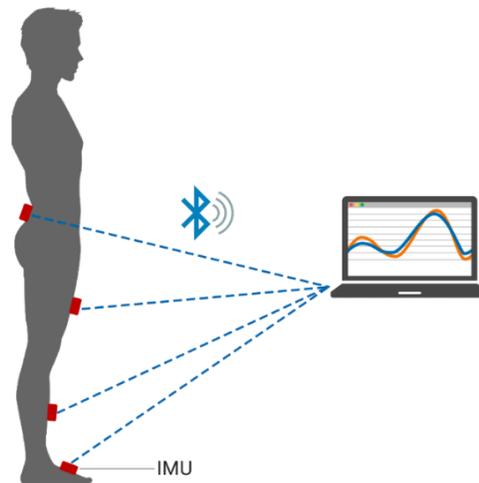


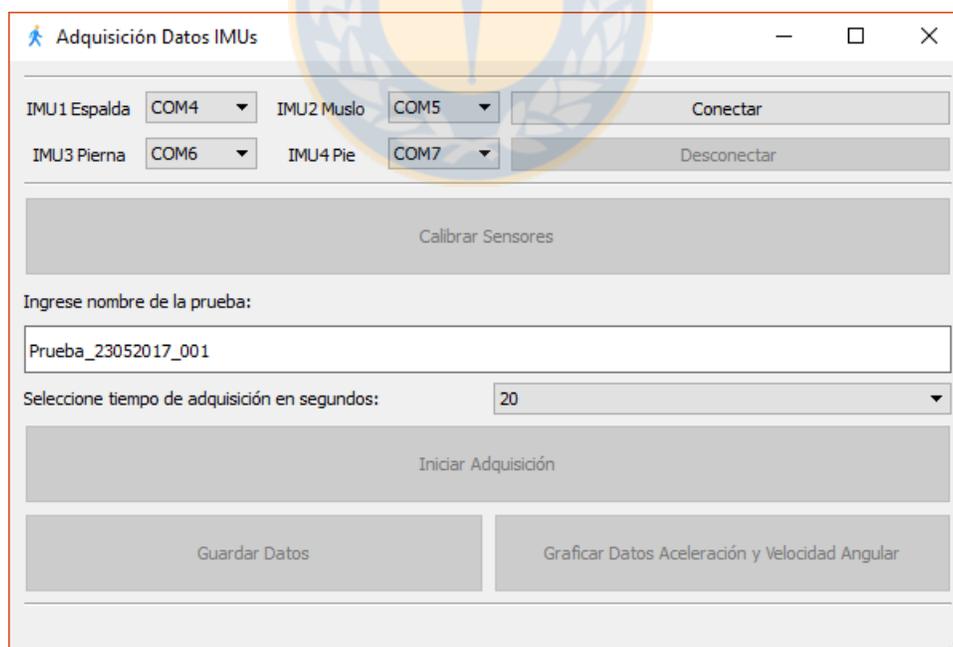
Fig. 4.3 Esquema del sistema basado en IMUs.

Para permitir que cada sensor se ubique y mantenga lo más fijo posible en su posición durante las pruebas de evaluación de marcha (y así evitar excesivos rebotes), se confeccionaron bandas elásticas ajustables para cada IMU.

La adquisición de los datos de los IMUs se realiza mediante un algoritmo en Python 2.7.10 [50] donde es posible modificar los parámetros asociados a la obtención de los datos. Para la adquisición en este trabajo, cada sensor es muestreado a 100 Hz y los rangos de medición usados son:  $\pm 16G$  para el acelerómetro y  $\pm 2000$  °/s para el giroscopio.

Previo a la adquisición de los datos se debe realizar una calibración de *bias* de los sensores, para lo cual se deben mantener sobre una superficie plana por unos segundos mientras el algoritmo adquiere datos para alinear cada eje de cada sensor.

Se diseñó una interfaz de adquisición mediante QtDesigner (Fig. 4.4) que permite conectar los cuatro sensores a los puertos correspondientes, calibrar las IMUs, seleccionar el tiempo de prueba, ingresar un nombre a la prueba (se le asigna un nombre por defecto de acuerdo a la fecha de realización), iniciar y terminar la adquisición de datos de forma sincronizada, graficar y guardar los datos de aceleración y velocidad angular de los cuatro sensores. Los datos obtenidos se guardan en un archivo MAT y NPY para su posterior procesamiento en Matlab [51] o Python.



**Fig. 4.4** Interfaz de adquisición de datos para pruebas de marcha.

## 4.4. Estimación de Ángulos entre Segmentos

Con el objetivo de estimar los ángulos de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo durante la marcha de un individuo, se ubica cada IMU en una zona que caracteriza a un segmento corporal: uno en la zona lumbar a la altura de L5, uno en el muslo, uno en la pierna (canilla) y uno en el dorso del pie. De esta forma se registran los datos de aceleración y velocidad angular de cada segmento de interés durante la marcha.

El algoritmo de cálculo utiliza el filtro de ángulos cuaternarios de 6 grados de libertad (aceleración en tres ejes y velocidad angular en tres ejes) desarrollado por Sebastian Madgwick [34].

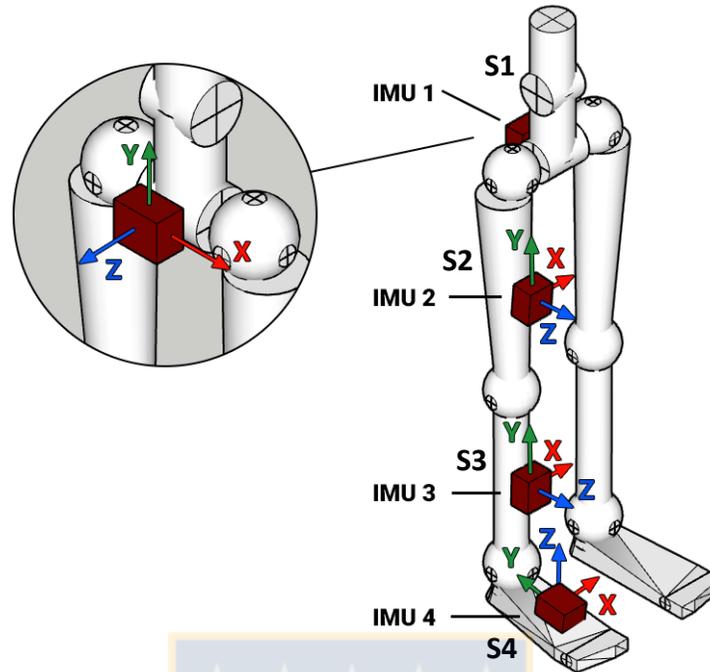
Los ángulos cuaternarios, como se mencionó en el Capítulo 3, son una representación de un número complejo de 4 dimensiones, utilizado para definir la orientación de un cuerpo rígido en un espacio tridimensional [49].

Para calcular los ángulos de las articulaciones a partir de los datos de aceleración y velocidad angular de las IMUs, primero se calculan los cuaterniones correspondientes a cada segmento mediante el filtro Madgwick. Luego, se deben alinear los ejes de los sensores inerciales con un sistema de referencia definido. Para ello, al iniciar la adquisición, se solicita al sujeto que se mantenga en una posición de referencia por algunos segundos mientras se adquieren datos. Suponiendo que cada segmento y articulación se alinean con la posición de referencia, el *offset* de rotación entre el sensor en el sistema global con la orientación del segmento definida por la posición de referencia se determina mediante la Ecuación 4.1.

$$Q_S = Q_G * Q_C^{-1} \quad (4.1)$$

Donde  $Q_S$  es el cuaternión de la orientación del segmento en el sistema de referencia global,  $Q_G$  es el cuaternión de la orientación del sensor en el sistema de referencia global y  $Q_C$  es el cuaternión del *offset* del sensor respecto al sistema de referencia definido por la posición inicial [32] [49].

En la Fig. 4.5 se presenta un esquema del sistema de referencia utilizado para alinear los ejes de los sensores al inicio de la adquisición. Se muestran los cuatro IMUs en sus ubicaciones respectivas sobre los segmentos S1, S2, S3 y S4, que representan a la espalda, el muslo, la pierna y el pie respectivamente.



**Fig. 4.5 Sistema de referencia para alineación de los ejes de los sensores inerciales.**

Luego de alinear los ejes de cada sensor con el sistema de referencia (Fig. 4.5), cada segmento de la extremidad inferior representado por un vector es rotado y los ángulos entre ellos se obtienen con la Ecuación 4.2, como el arccoseno del producto punto de los vectores  $V_1$  y  $V_2$  correspondientes a los segmentos adyacentes.

$$\text{ángulo} = \arccos(V_1 \cdot V_2) \quad (4.2)$$

Por ejemplo, para calcular el ángulo de flexión y extensión de la rodilla (plano sagital) se utilizan los datos de los IMUs 2 y 3 (Fig. 4.5) y los segmentos adyacentes son S2 y S3 correspondientes al muslo y pierna. Por los tanto, el ángulo de la rodilla se obtiene usando la Ecuación 4.3.

$$\text{ángulo rodilla} = \arccos(S2 \cdot S3) \quad (4.3)$$

## Capítulo 5. Pruebas y Resultados Experimentales

---

### 5.1. Introducción

En este capítulo se explica la metodología utilizada para realizar las pruebas de marcha, las características de los sujetos de estudio y el protocolo de medición definido para la toma de pruebas en los laboratorios. Además, se describe el procesamiento de los datos y los resultados obtenidos luego de realizar las pruebas de evaluación de marcha.

### 5.2. Metodología

Se realizaron pruebas de evaluación de marcha en dos laboratorios equipados con sistemas optoelectrónicos: el Laboratorio de Kinesiología Aplicada en la Facultad de Medicina de la Universidad Católica de la Santísima Concepción (UCSC), y el Laboratorio de Análisis de la Postura y Movimiento ‘Luigi Divieti’ del Departamento de Bioingeniería del Politécnico de Milán.

El primero de ellos cuenta con un sistema de análisis de movimiento Bonita Motion Capture de la empresa VICON, que se compone de seis cámaras infrarrojas y una central de adquisición y procesamiento de datos. El sistema está configurado para adquirir a una frecuencia de 100 Hz, el *software* de adquisición y procesamiento es Nexus 1.8.3 [52], y el modelo de adquisición asociado es Plug-in Gait.

El Laboratorio Luigi Divieti por su parte, está equipado con un sistema de análisis BTS GAITLAB de la empresa BTS Bioengineering, que agrupa todo el equipamiento, protocolos, programas asociados e insumos para llevar a cabo pruebas clínicas de estudio del movimiento humano. El sistema cuenta con ocho cámaras infrarrojas SMART-DX y está configurado para adquirir a una frecuencia de 100 Hz en pruebas de evaluación de movimiento. El *software* asociado para la adquisición y procesamiento es SMART-Clinic y se realiza en base al protocolo Davis Heel.

### 5.3. Muestra y Protocolo de Medición

#### 5.3.1 Muestra

Se midió a ocho sujetos voluntarios sin trastornos en la marcha (cuatro mujeres y cuatro hombres) de entre 21 y 28 años. Cinco de ellos fueron evaluados en el Laboratorio de Kinesiología Aplicada de la UCSC, donde se adquirió tres pruebas de marcha a cada uno. Otros tres sujetos fueron evaluados en el Laboratorio Luigi Divieti en Politecnico de Milán, donde también se adquirió tres

pruebas de marcha a cada uno. En la Tabla 5.1 se presentan la edad y las medidas antropométricas correspondientes de cada sujeto, requeridas por los protocolos de medición de los sistemas optoelectrónicos.

**Tabla 5.1 Características y medidas antropométricas de los sujetos de prueba.**

Sujeto de Prueba	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (cm)	Ancho Pelvis (cm)	Profundidad Pelvis (cm)	Diámetro Rodilla (cm)	Diámetro Tobillo (cm)	Largo Pierna (cm)
Sujeto 1	27	75	175	19	7	9.5	7	91
Sujeto 2	24	66	164	22	6	9	6	82
Sujeto 3	23	68	165	21	6.5	8.5	6	85
Sujeto 4	27	80	176	22	8	9	8	90
Sujeto 5	24	60	156	23	7	8	5.5	83
Sujeto 6	21	55	158	23	5.3	8	6	80
Sujeto 7	23	56	160	21	5.2	8	6	85
Sujeto 8	28	79	170	24	8	9	6.5	90

### 5.3.2 Protocolo de Medición

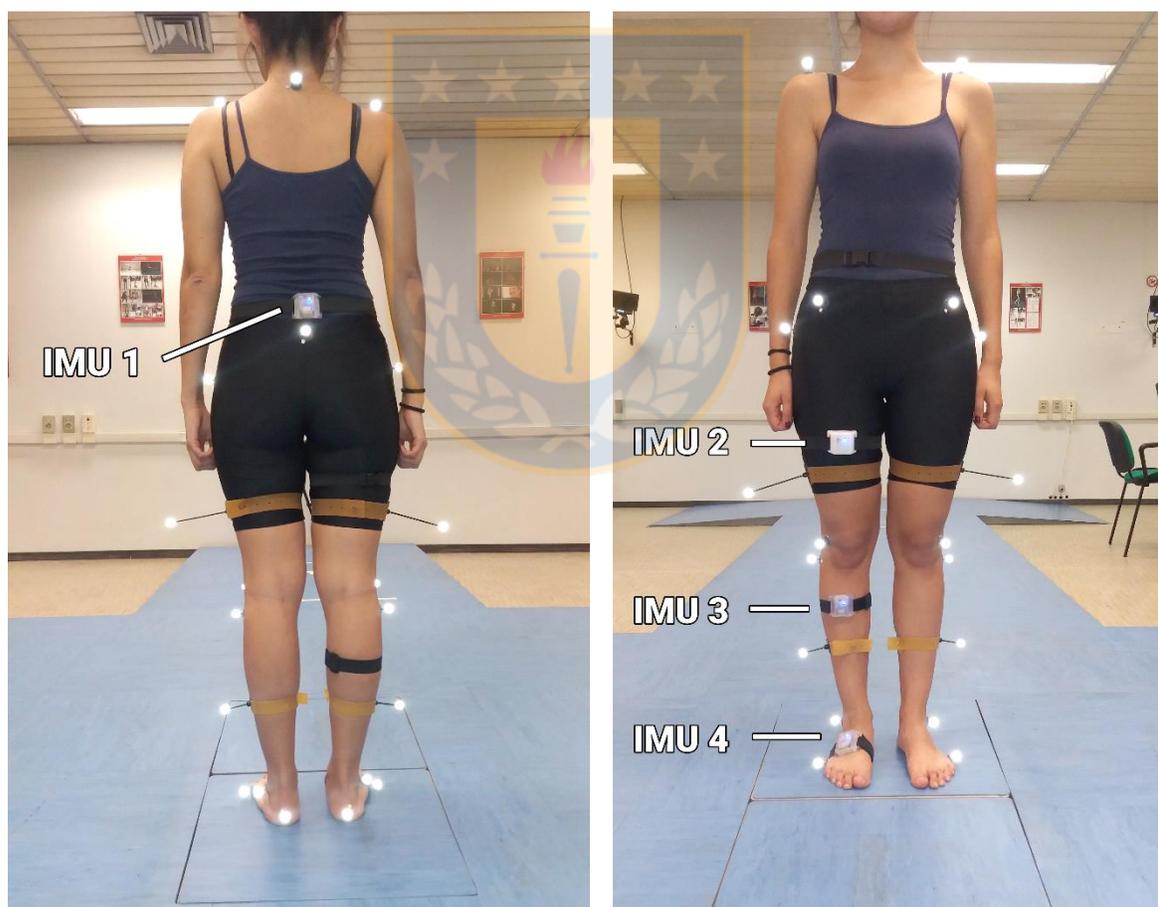
Para realizar las pruebas, los sujetos debían usar ropa adecuada (pantalón corto ajustado y polera), estar descalzos y con el pelo tomado. El protocolo de medición definido para estandarizar las pruebas consiste en:

- Medir y registrar los parámetros antropométricos requeridos por el protocolo asociado al sistema optoelectrónico a utilizar (protocolo Davis Heel y modelo Plug-in Gait).
- Adherir los marcadores esféricos según el protocolo a utilizar en puntos anatómicos de referencia en el cuerpo del sujeto (22 en el caso de protocolo de Davis Heel y 16 según el modelo Plug-in Gait).
- Ubicar los cuatro sensores inerciales en la extremidad inferior derecha del sujeto. Uno ubicado en la espalda a nivel de L5, uno en el muslo, uno en la pierna y uno en el pie. Ajustar cada IMU mediante la banda elástica de modo que estén bien sujetas para evitar movimientos excesivos de rebote y que sea cómodo para la persona.
- Realizar la adquisición estática necesaria para los sistemas optoelectrónicos de medición, donde el sujeto debe permanecer en posición ortostática en el centro del laboratorio (volumen

de estudio previamente calibrado) por unos segundos mientras el sistema detecta las posiciones de los marcadores y las distancias para definir los segmentos corporales.

- Al iniciar la adquisición de los IMUs, se solicita al sujeto de prueba que se mantenga de pie por 5 segundos en el inicio del sendero de marcha, para asegurar la convergencia de los datos por el filtro de orientación.
- Luego de esto, se inicia la adquisición del sistema optoelectrónico correspondiente y se pide al sujeto que camine en línea recta por el sendero de aproximadamente 7 m a velocidad normal.

En la Fig. 5.1 se muestra un sujeto de prueba preparado para la adquisición en el Laboratorio Luigi Divieti, con los marcadores ubicados de acuerdo al protocolo de Davis Heel (Sistema BTS) y los cuatro IMUs en los segmentos correspondientes.



**Fig. 5.1** Sujeto de Prueba con IMUs ubicados en la extremidad y marcadores según el protocolo Davis Heel.

## 5.4. Adquisición y Procesamiento de Datos

Luego de realizar las pruebas de marcha utilizando los sistemas SMART-DX y Bonita Motion Capture en los laboratorios, fue necesario realizar el procesamiento asociado a cada sistema antes de exportar los datos para comparar.

Para cada una de las pruebas adquiridas en el Laboratorio de Kinesiología Aplicada (sistema VICON Bonita Motion Capture), se detectaron los eventos *heel strike* y *toe off* de forma manual utilizando el *software* Nexus. Luego se exportaron los datos, que consideraban solo un ciclo de marcha completo para cada prueba.

En el caso de las pruebas adquiridas con el sistema BTS SMART-DX en el Laboratorio Luigi Divieti, se debió realizar un procesamiento un poco más extenso utilizando el *software* SMART-Clinic. Consistía en realizar el *tracking* de marcadores de acuerdo al protocolo Davis Heel (asignar la etiqueta correspondiente a cada marcador), identificar los eventos *heel strike* y *toe off* para cada prueba y finalmente generar un reporte para luego exportar los datos de curvas angulares. Uno de los reportes generados para el Sujeto 6 se presenta en el Anexo B.

Los datos adquiridos utilizando el sistema basado en IMUs se guardaron en archivos que contenían tanto los datos de aceleración y velocidad angular en los tres ejes de cada sensor, como también el cálculo de ángulos entre los segmentos correspondientes.

### 5.4.1 Selección del Ciclo de Marcha a Evaluar

Al tener los archivos con los datos adquiridos de todas las pruebas realizadas, se verificó que estuvieran completos para procesarlos. En algunos casos, una o dos de las pruebas fueron descartadas debido a que los datos entregados por los sistemas optoelectrónicos no estaban completos, y no se tenía un ciclo de marcha para evaluar. En la Tabla 5.2 se indica en qué laboratorio se realizó la prueba para cada sujeto evaluado, junto con la cantidad de pruebas válidas para cada uno.

A diferencia de los sistemas basados en cámaras, donde al exportar los datos sólo se cuenta con uno o dos ciclos de marcha completos, los datos obtenidos a partir de las IMUs contienen las curvas angulares de cada articulación durante toda la prueba. Es por esto que se debió escoger el ciclo correcto en las curvas angulares obtenidas con los sensores para realizar la comparación. Como cada prueba se realizó utilizando IMUs y cámaras simultáneamente, y la frecuencia de adquisición de ambos sistemas fue de 100 Hz, se seleccionó el ciclo de marcha a evaluar de acuerdo con el *frame* correspondiente en ambos grupos de datos para cada prueba.

**Tabla 5.2 Laboratorio, sistema utilizado y pruebas válidas para cada sujeto de prueba.**

Sujeto de Prueba	Laboratorio de Análisis – Sistema	Pruebas Correctas
Sujeto 1	Laboratorio de Kinesiología Aplicada – VICON Bonita	2
Sujeto 2	Laboratorio de Kinesiología Aplicada – VICON Bonita	3
Sujeto 3	Laboratorio de Kinesiología Aplicada – VICON Bonita	2
Sujeto 4	Laboratorio de Kinesiología Aplicada – VICON Bonita	1
Sujeto 5	Laboratorio de Kinesiología Aplicada – VICON Bonita	1
Sujeto 6	Laboratorio Luigi Divieti – BTS SMART-DX	3
Sujeto 7	Laboratorio Luigi Divieti – BTS SMART-DX	2
Sujeto 8	Laboratorio Luigi Divieti – BTS SMART-DX	3

### 5.4.2 Uso de Aceleración para Separar un Ciclo de Marcha

Como se mencionó previamente, luego de adquirir los datos en la prueba de marcha con los sistemas optoelectrónicos, se deben seleccionar los eventos *heel strike* y *toe off* de forma manual utilizando el *software* de procesamiento correspondiente. De esta forma, se identifica el ciclo de marcha para evaluar.

En el caso de los datos obtenidos con las IMUs, luego de identificar el ciclo correcto en la curva de ángulos de una articulación, fue necesario separar dicho ciclo del resto de la curva. Para esto, se utilizó la aceleración anteroposterior (en el eje Z) del IMU 1 ubicado a la altura de L5.

Los *peaks* (máximos) en la curva de aceleración anteroposterior del IMU ubicado en la espalda identifican los eventos de *heel strike* de cada pie de forma alternada. Un *peak* corresponde al *heel strike* del pie derecho, el siguiente *peak* al del pie izquierdo y así sucesivamente.

Se filtró la señal correspondiente a la aceleración del IMU 1 en el eje Z, utilizando un Butterworth pasa bajos. Luego, mediante el uso de un umbral, se detectaron los *peaks* en la curva. En la Fig. 5.2 se muestra una curva de flexo-extensión de rodilla obtenida con el algoritmo del sistema basado en sensores y la curva de aceleración anteroposterior del IMU 1 para una cantidad de muestras determinada. Se indica en la Fig. 5.2 con las letras D e I en rojo, el *peak* correspondiente al *heel strike* del pie derecho e izquierdo respectivamente. Además, se separa el ciclo de marcha correspondiente a la extremidad derecha con líneas punteadas.

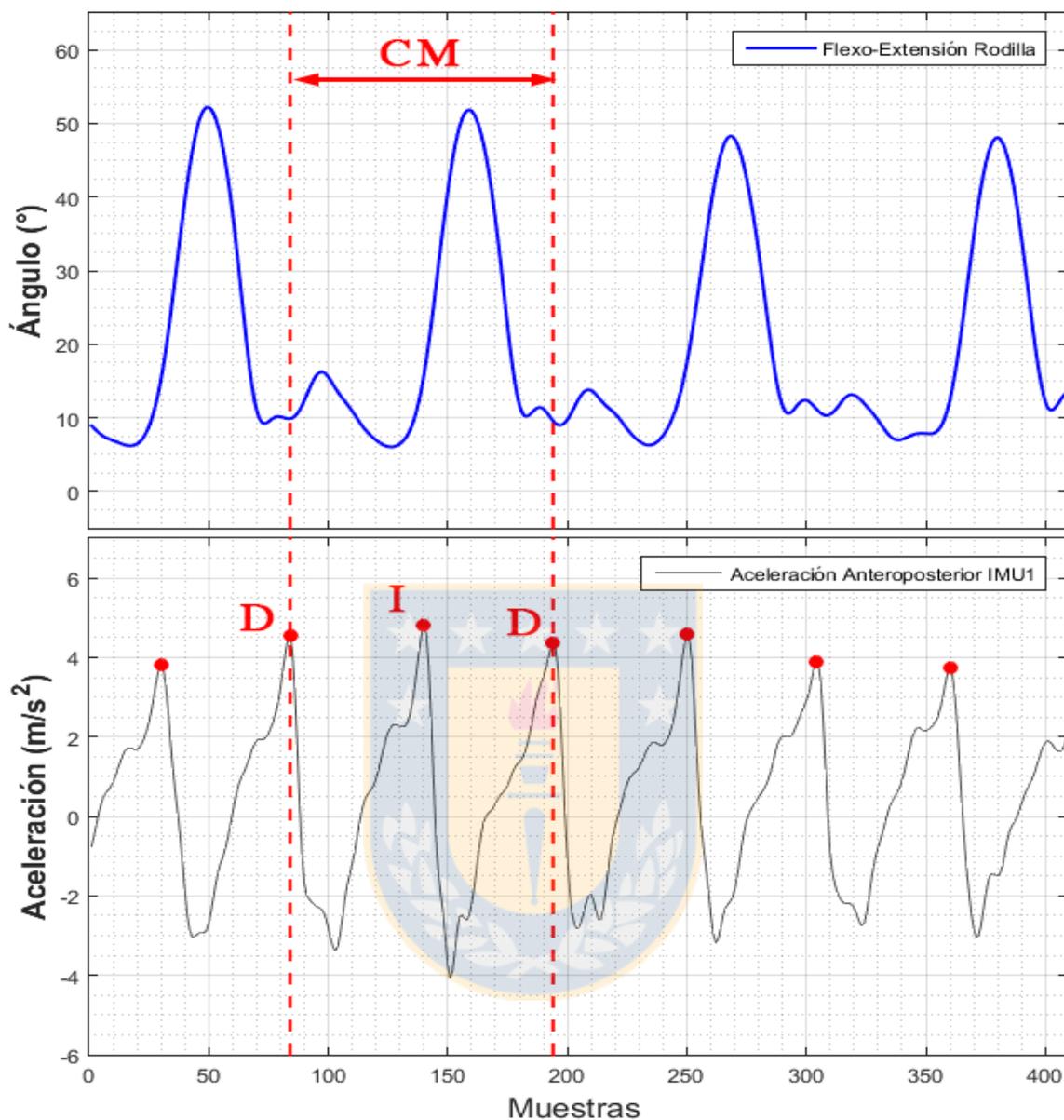


Fig. 5.2 Curva angular de flexo-extensión de rodilla y aceleración anteroposterior del IMU 1.

### 5.4.3 Estimación de Cadencia

Luego identificar y separar el ciclo de marcha a evaluar obtenido con el sistema de IMUs, se calculó la cadencia de pasos de cada sujeto en cada prueba. Para esto solo bastó considerar la cantidad de muestras en un ciclo y, tomando en cuenta que la frecuencia de muestreo fue de 100 Hz, calcular la cantidad de pasos (dos por ciclo) en un segundo. Los valores de cadencia se expresan en los resultados como cantidad de pasos por minuto, tal como se hace en estudios de marcha normales y corresponden al valor promedio de cadencia calculado para las pruebas de cada sujeto.

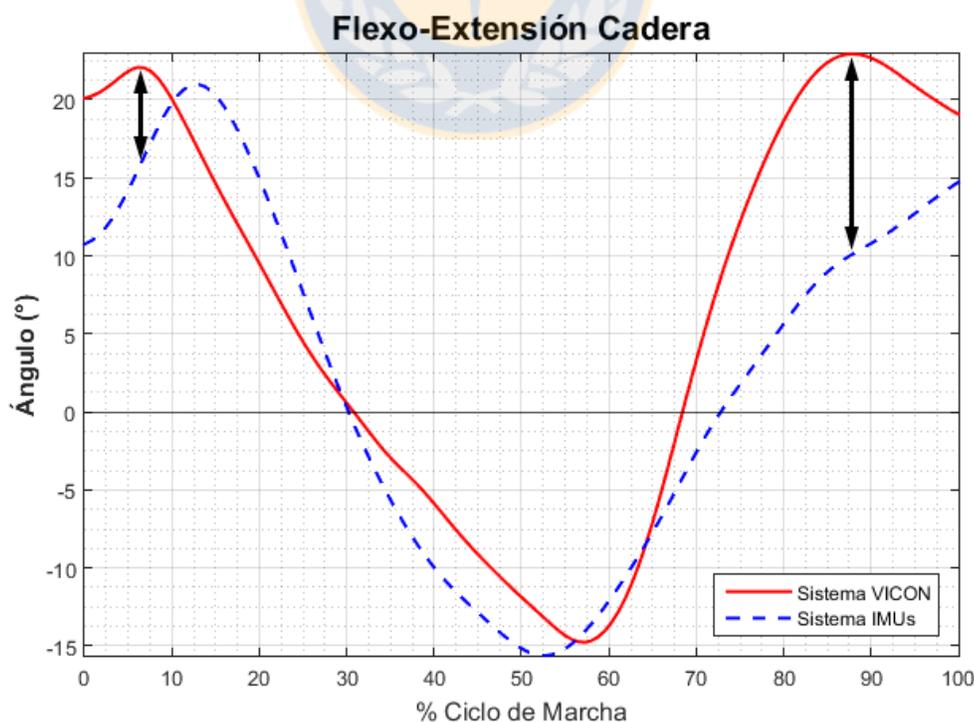
### 5.4.4 Comparación de Curvas Angulares

Para comparar los resultados, primero se convirtieron los ángulos obtenidos con el sistema de IMUs de radianes a grados, luego se filtró la curva usando un filtro Butterworth pasa bajos de segundo orden con una frecuencia de corte de 10 Hz. Posteriormente se graficaron las curvas angulares de cada articulación en el plano sagital durante un ciclo de marcha, obtenidas con el sistema de IMUs y el sistema de cámaras de referencia (SMART-DX o Bonita Motion Capture) para cada prueba realizada.

Además, se utilizó la Raíz del Error Cuadrático Medio, RMSE y los coeficientes de correlación de Pearson  $r$  para cuantificar la diferencia entre los ángulos estimados por el algoritmo del sistema de IMUs y los entregados por los sistemas basados en cámaras.

## 5.5. Resultados

En las Fig. 5.3, Fig. 5.4 y Fig. 5.5 se muestran las curvas de flexo-extensión de cadera, de rodilla y dorsi-plantarflexión de tobillo obtenidas con el sistema basado en IMUs (línea punteada azul) y con el sistema VICON basado en cámaras (línea continua roja) para un ciclo de marcha de una de las pruebas realizadas. Por su parte, los gráficos de las Fig. 5.6, Fig. 5.7 y Fig. 5.8 muestran las curvas de flexo-extensión de cadera, de rodilla y dorsi-plantarflexión de tobillo obtenidas con el sistema basado en IMUs y con el sistema BTS para un ciclo de marcha de uno de los sujetos.



**Fig. 5.3** Curvas de flexo-extensión de cadera durante un CM del Sujeto 2 obtenidas usando el sistema optoelectrónico VICON y sistema basado en IMUs.

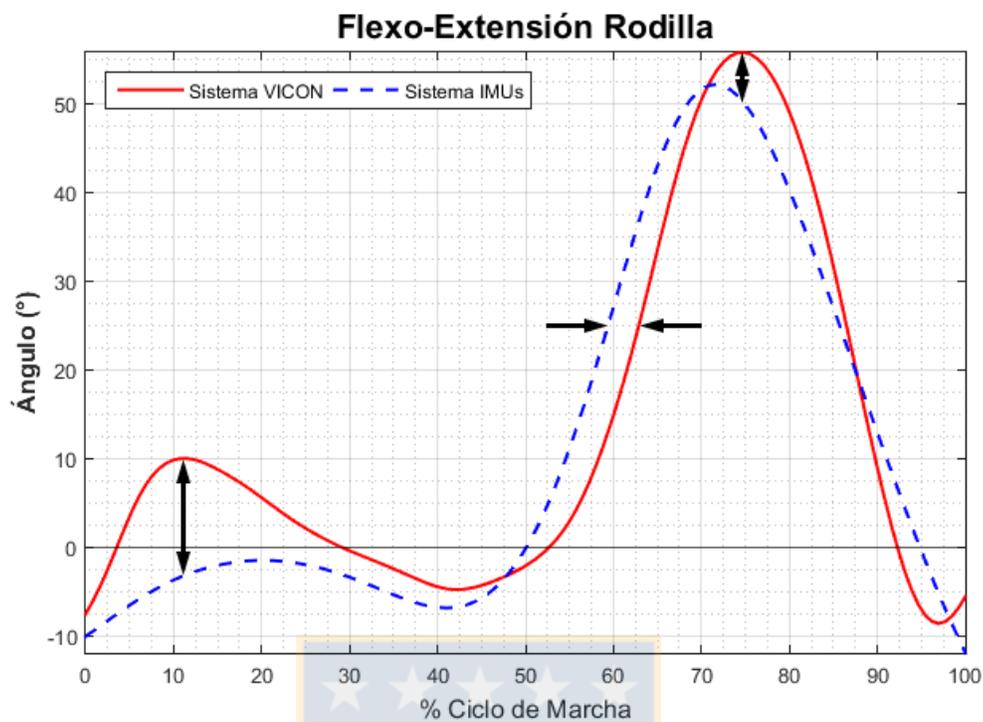


Fig. 5.4 Curvas de flexo-extensión de rodilla durante un CM del Sujeto 2 obtenidas usando el sistema optoelectrónico VICON y sistema basado en IMUs.

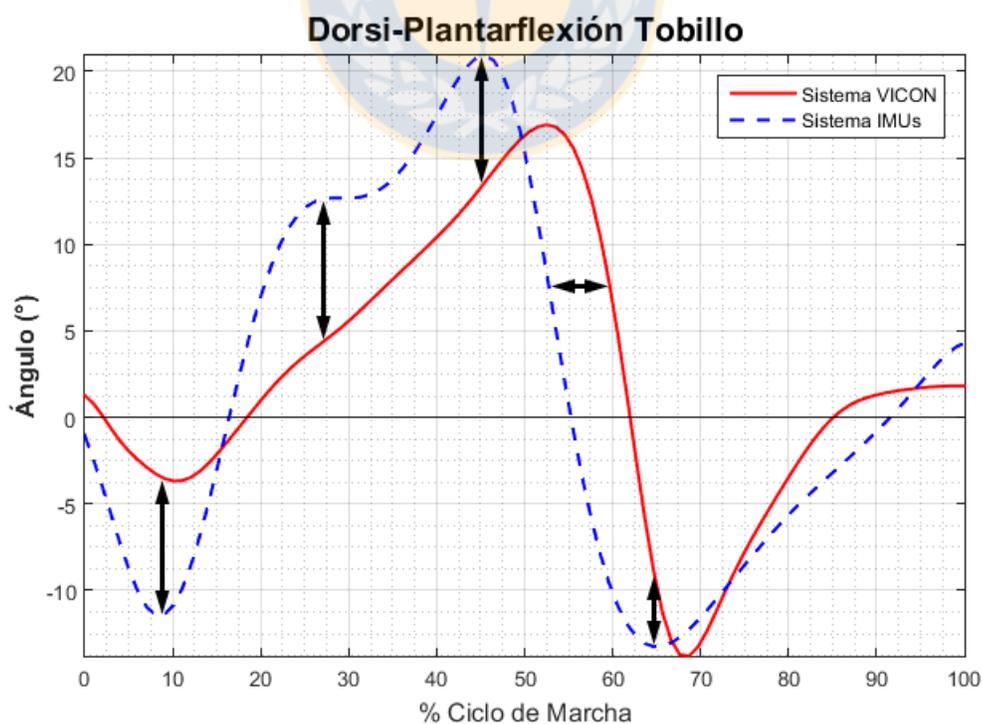
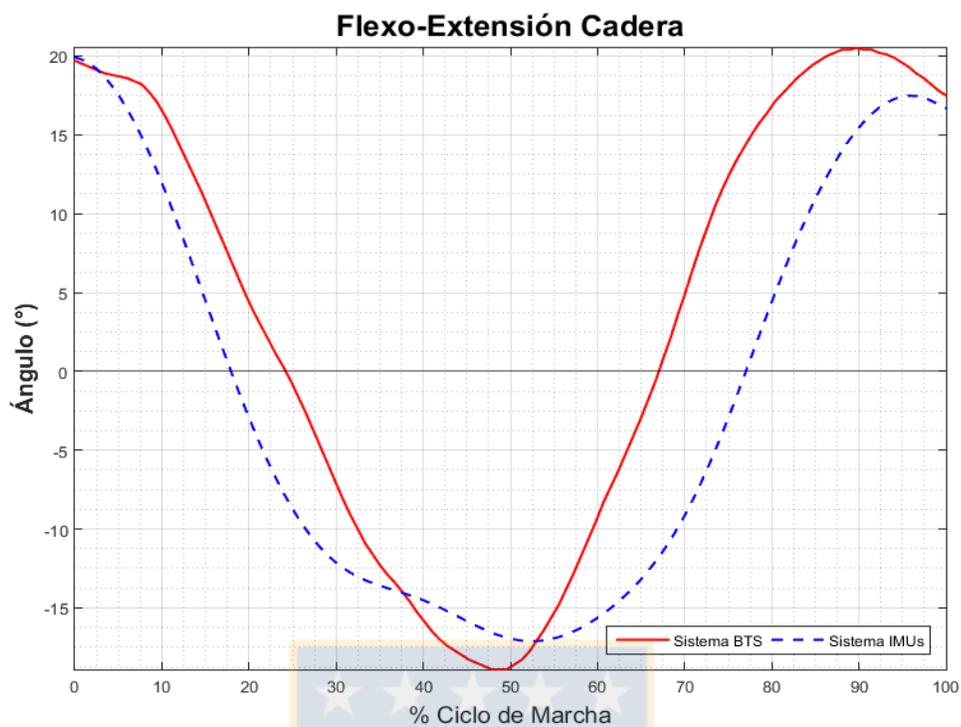
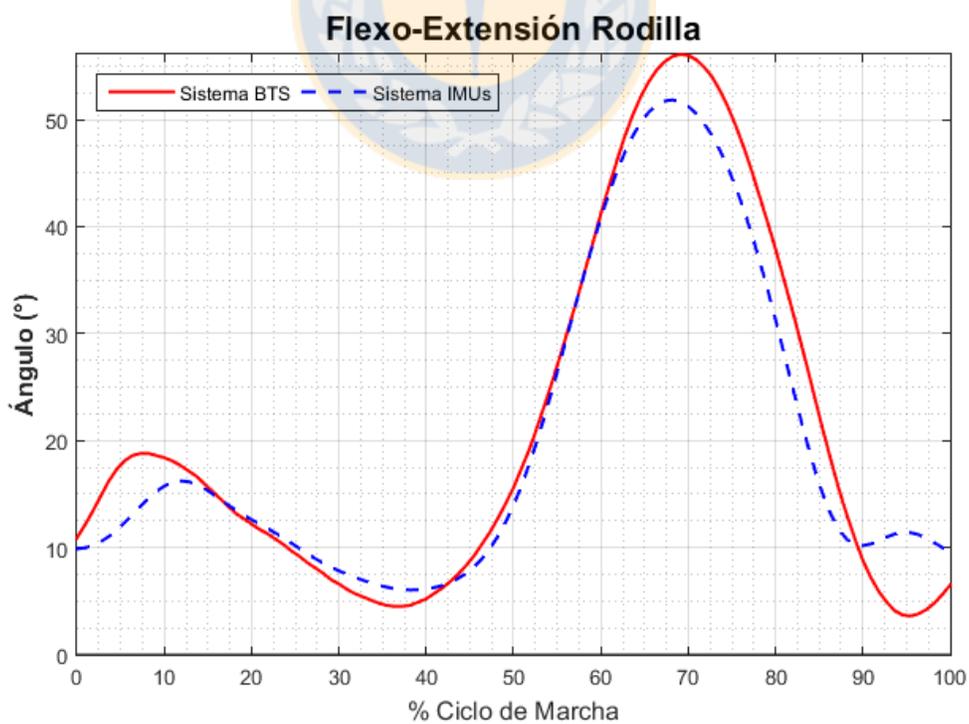


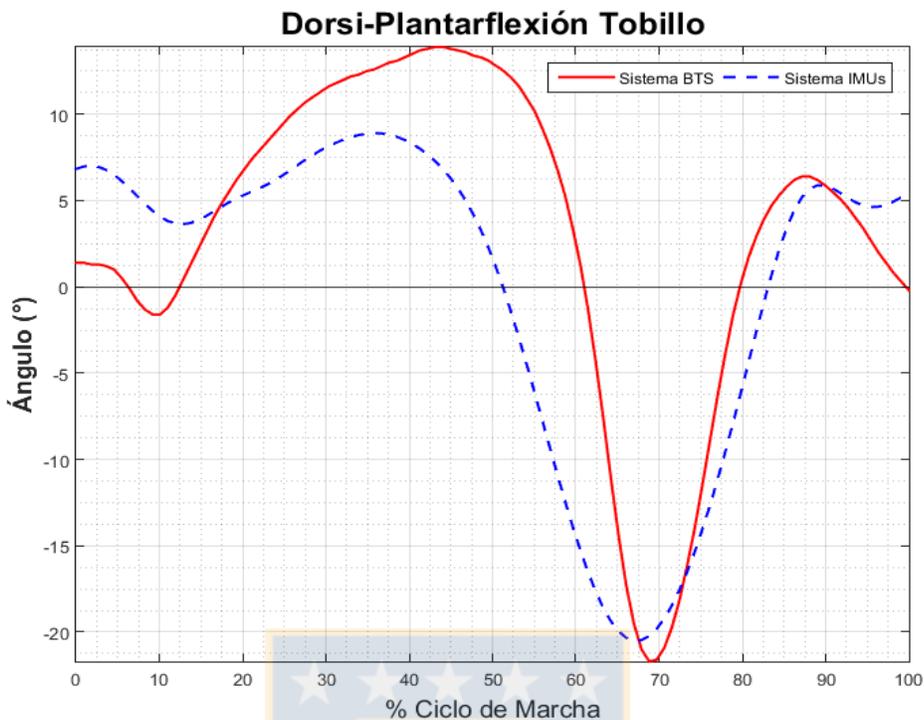
Fig. 5.5 Curvas de dorsi-plantarflexión de tobillo durante un CM del Sujeto 2 obtenidas usando el sistema optoelectrónico VICON y sistema basado en IMUs.



**Fig. 5.6** Curvas de flexo-extensión de cadera durante un CM del Sujeto 7 obtenidas usando el sistema optoelectrónico BTS y sistema basado en IMUs.



**Fig. 5.7** Curvas de flexo-extensión de rodilla durante un CM del Sujeto 7 obtenidas usando el sistema optoelectrónico BTS y sistema basado en IMUs.

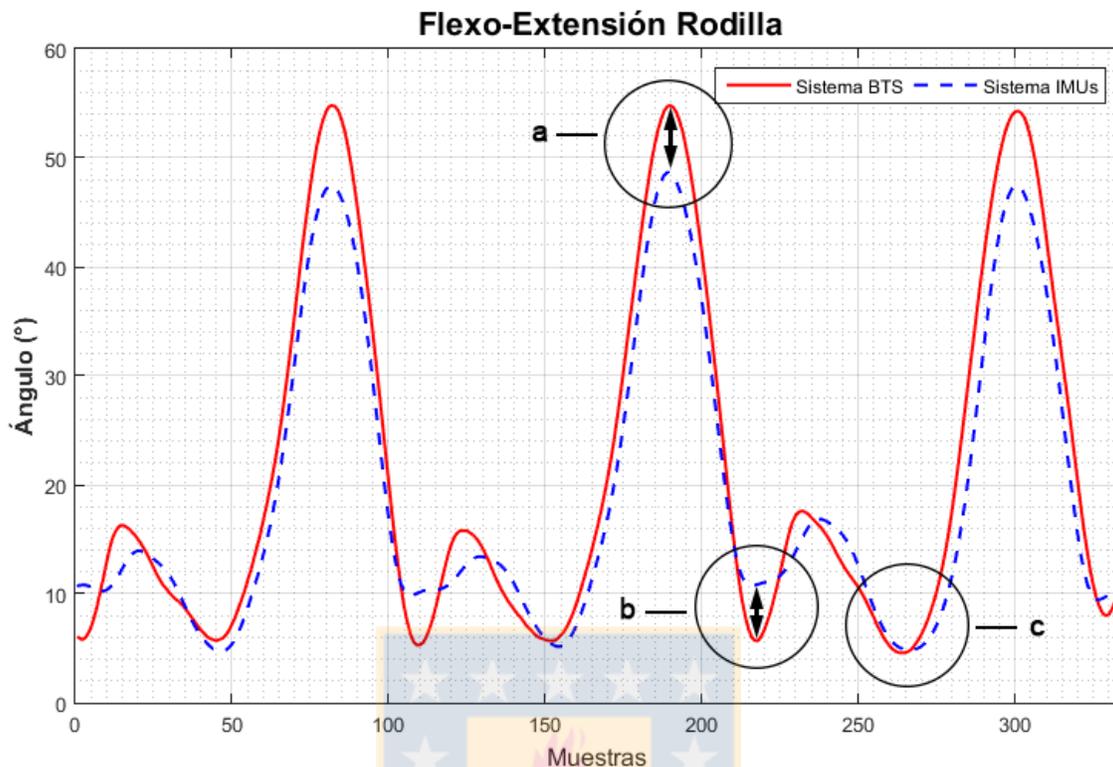


**Fig. 5.8** Curvas de dorsiplantarflexión de tobillo durante un CM del Sujeto 7 obtenidas usando el sistema optoelectrónico BTS y sistema basado en IMUs.

Como se observa en los gráficos, existen diferencias (en ángulos) entre las curvas obtenidas con los sistemas de cámaras y las calculadas con el sistema basado en IMUs a lo largo del ciclo de marcha. En las Fig. 5.3, Fig. 5.4 y Fig. 5.5 se indican con flechas las diferencias más significativas.

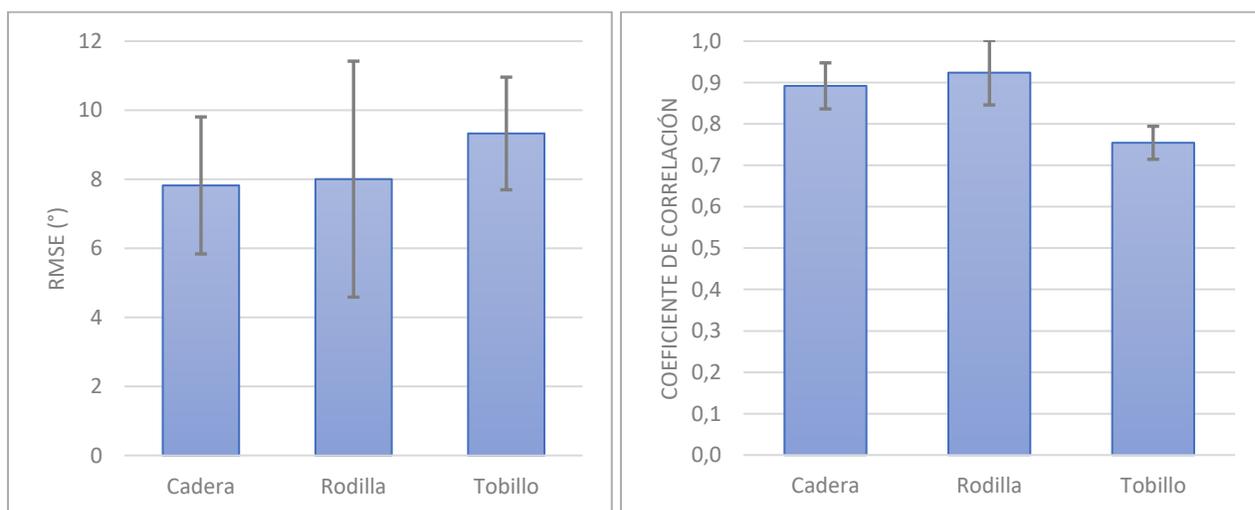
De forma general, se observa que el error entre las curvas comparadas se basa en algún grado de desfase y/o diferencia de amplitud. Esto se puede deber a que el algoritmo de cálculo utilizado no es suficientemente preciso en esas zonas de la curva, o a que los filtros utilizados introducen algún tipo de error como desfase o pérdida de amplitud de la señal.

En la Fig. 5.9, donde se observan las curvas de flexo-extensión de rodilla durante tres ciclos de marcha obtenidas con los sistemas BTS y basado en IMUs, se pueden apreciar dos zonas de mayor diferencia en las curvas. En la zona de mayor flexión de la rodilla (indicada con la letra 'a' en el gráfico), la curva estimada con los datos de IMUs es un poco menor en amplitud que la curva entregada por el sistema óptico. En las zonas indicadas con la letra 'b' y 'c' en el gráfico, que corresponden a las curvas de menor flexión de la rodilla durante el ciclo (al inicio y luego en el 40% del CM), se observa que el algoritmo de cálculo no es capaz de reconocer y estimar el primer mínimo que corresponde a una pequeña cantidad de muestras, pero si reconstruye de forma correcta el segundo, que considera más muestras.



**Fig. 5.9** Curvas de flexo-extensión de rodilla durante tres ciclos de marcha del Sujeto 7 obtenidas usando el sistema optoelectrónico BTS y sistema basado en IMUs.

El detalle de los valores de RMSE y coeficientes de correlación obtenidos para las pruebas válidas de cada sujeto se presenta en la Tabla 5.3. En la se Fig. 5.10 se muestra un gráfico de barras que resume los resultados, indicando el valor medio y desviación estándar para el RMSE y coeficientes de correlación.



**Fig. 5.10** Valor medio y desviación estándar de RMSE y coeficientes de correlación obtenidos.

Tabla 5.3 RMSE y coeficientes de correlación  $r$  por articulación en cada prueba.

Sujeto	Articulación	Prueba 1		Prueba 2		Prueba 3	
		RMSE (grados)	Coef. $r$	RMSE (grados)	Coef. $r$	RMSE (grados)	Coef. $r$
Sujeto de Prueba 1	Cadera	7.1378	0.9074	8.9489	0.8453	-	-
	Rodilla	12.9036	0.9696	12.9360	0.9603	-	-
	Tobillo	6.8942	0.7592	9.4365	0.7735	-	-
Sujeto de Prueba 2	Cadera	6.0662	0.9062	6.8515	0.9042	10.1909	0.8393
	Rodilla	9.2350	0.8841	7.0747	0.9422	10.7012	0.8905
	Tobillo	11.5287	0.6943	7.4986	0.7795	10.0600	0.7384
Sujeto de Prueba 3	Cadera	5.6793	0.9443	6.6460	0.9575	-	-
	Rodilla	10.3844	0.8068	12.2656	0.7377	-	-
	Tobillo	9.2940	0.7557	10.8765	0.7613	-	-
Sujeto de Prueba 4	Cadera	4.8182	0.9526	-	-	-	-
	Rodilla	10.4906	0.7784	-	-	-	-
	Tobillo	10.4838	0.7481	-	-	-	-
Sujeto de Prueba 5	Cadera	5.9401	0.9304	-	-	-	-
	Rodilla	11.5368	0.9562	-	-	-	-
	Tobillo	10.5431	0.8523	-	-	-	-
Sujeto de Prueba 6	Cadera	9.4406	0.8667	6.4635	0.9006	7.5621	0.8267
	Rodilla	5.6612	0.9612	5.6144	0.9654	4.0152	0.9852
	Tobillo	11.6860	0.7110	10.8546	0.7307	10.2345	0.7854
Sujeto de Prueba 7	Cadera	7.2252	0.9347	9.9360	0.8863	-	-
	Rodilla	3.5392	0.9849	3.9596	0.9891	-	-
	Tobillo	7.0212	0.7750	6.8544	0.7717	-	-
Sujeto de Prueba 8	Cadera	7.6170	0.9004	11.8012	0.7372	10.6285	0.9229
	Rodilla	5.5017	0.9805	5.2235	0.9565	5.0120	0.9569
	Tobillo	8.1460	0.6919	8.4854	0.7112	8.6503	0.7865

El promedio de los valores de cadencia calculados a partir de los datos obtenidos de las IMUs para cada sujeto de prueba se presenta en la Tabla 5.4. Los valores de cadencia estimados se acercan a los de referencia considerados “reales”. Para el Sujeto 6 se estimó una cadencia de 109.32 pasos por minuto, y el valor entregado por SMART-Clinic para dicho sujeto es de 109.8 pasos/minuto (como se puede corroborar en el reporte del Anexo B), se tiene entonces un porcentaje de error de 0.44%. Para el Sujeto 7 la cadencia de referencia es 109.2 pasos/minuto, y el estimado resultó ser 108.92 pasos/minuto, resultando un porcentaje de error 0.26%. Por último, para el Sujeto 8 el porcentaje de error resultó ser 0.56%.

**Tabla 5.4 Cadencia estimada de cada sujeto de prueba.**

<b>Sujeto de Prueba</b>	<b>Cadencia Calculada (pasos/minuto)</b>	<b>Cadencia Referencia (pasos/minuto)</b>
Sujeto 1	115.50	–
Sujeto 2	93.81	–
Sujeto 3	97.72	–
Sujeto 4	105.26	–
Sujeto 5	108.61	–
Sujeto 6	109.32	109.8
Sujeto 7	108.92	109.2
Sujeto 8	105.01	105.6

## 5.6. Ventajas en la Práctica

Luego de utilizar el sistema basado en sensores inerciales en pruebas de evaluación de marcha, se corroboró en la práctica algunas ventajas de este tipo de sistemas con respecto a los convencionales basados en cámaras. Estas ventajas son:

- El proceso de calibración de las IMUs es muy corto comparado a los procesos de calibración que requieren los sistemas optoelectrónicos basados en cámaras.
- La preparación del sujeto para la prueba es simple y corto, ya que no requiere el posicionamiento de marcadores en la piel.
- Es posible realizar las pruebas sin necesidad de vestimenta especial, ya que los sensores se pueden ubicar sobre la ropa, ajustándolos debidamente.
- No es necesario realizar las pruebas de marcha en un lugar con características especiales (como un laboratorio de análisis de movimiento), sólo se necesita espacio suficiente para caminar algunos metros.
- Se puede prescindir de la presencia de especialistas con conocimientos anatómicos específicos, ya que la ubicación de los sensores y la adquisición solo requiere algunas indicaciones básicas.
- No se pierden datos por cubrir sensores. En el caso de las cámaras, si algo interfiere con la línea de visión de un marcador, se pierden datos y la prueba resulta no válida. En algunos casos, el propio sujeto puede ocultar algunos marcadores por instantes mientras camina.
- Es posible transportar el sistema (los sensores, las bandas y un computador) a cualquier lugar donde se requiera realizar una prueba de marcha.

Las ventajas mencionadas resultan muy importantes ya que superan algunas de las limitaciones de los sistemas basados en cámaras. Las principales limitaciones o desventajas de los sistemas optoelectrónicos utilizados en este estudio son: el alto costo de los equipos y software; y la dificultad para acceder a un laboratorio de análisis de movimiento a realizar pruebas, principalmente debido a que existen pocos, a que permanecen ocupados, o no se dispone de personal a cargo en todo momento.

En base a lo anterior, es posible asegurar que un sistema de bajo costo basado en sensores inerciales, que es portable y fácil de utilizar, resulta ser muy útil y práctico para la evaluación de marcha de individuos con alguna patología.

## **5.7. Conclusión**

En este capítulo se presentó primero la metodología, la muestra y protocolo de medición definido para las pruebas de evaluación de marcha. Se explicó en detalle la adquisición y procesamiento de los datos obtenidos con los tres sistemas utilizados.

Luego, se presentaron los resultados obtenidos después de realizar las pruebas. Se cuantificó el error para cada articulación en cada prueba realizada y se mostraron las curvas comparativas de algunas de ellas. Se discutió de forma breve sobre las curvas mostradas y se mencionó algunas ventajas de utilizar un sistema basado en sensores corroboradas en la práctica.

En el siguiente y último capítulo de este informe se concluye sobre los resultados presentados, además de mencionar algunas actividades propuestas como trabajo futuro.

## Capítulo 6. Conclusiones

---

### 6.1. Conclusiones

Se aplicó un sistema de análisis de movimiento basado en sensores inerciales en el estudio cinemático de marcha. Se realizaron pruebas de evaluación de marcha a sujetos voluntarios sanos utilizando simultáneamente dos sistemas de medición: el sistema basado en IMUs y un sistema optoelectrónico basado en cámaras infrarrojas. Las pruebas se llevaron a cabo en dos laboratorios de análisis de movimiento, por lo que algunos sujetos de prueba fueron evaluados en un laboratorio que utiliza un sistema VICON y el resto de los sujetos fue evaluado en un laboratorio equipado con un sistema de la empresa BTS Bioengineering.

El uso del sistema basado en IMUs en pruebas de marcha a sujetos voluntarios sanos, permitió obtener las curvas angulares de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital. Además, utilizando la aceleración anteroposterior del sensor ubicado en la zona lumbar de los sujetos, fue posible separar uno de los ciclos de marcha de la curva angular, por medio de la identificación del evento *heel strike*, que determina el inicio y término de cada CM. Esto constituye una ventaja muy importante para el sistema, pues es posible prescindir de un sensor aparte o de la identificación manual de los eventos *heel strike* y *toe off*.

Con los ciclos de marcha identificados, fue posible calcular la cadencia de pasos para cada sujeto de prueba. Los bajos porcentajes de error resultantes al comparar los valores de cadencia estimados con los reportados por el sistema SMART-DX permiten corroborar que la separación de los ciclos usando la aceleración anteroposterior fue correcta.

Se compararon las curvas angulares de las articulaciones obtenidas con el sistema basado en IMUs y el sistema basado en cámaras utilizado en cada prueba. Cuantitativamente, se obtuvo valores de error que van desde los  $3.53^\circ$  hasta  $12.94^\circ$  (RMSE) y coeficientes de correlación desde 0.692 hasta 0.985. Los valores promedio de RMSE y coeficientes de correlación fueron de:  $7.82^\circ$  y 0.89 para la articulación de cadera;  $8.00^\circ$  y 0.92 para la articulación de la rodilla; y  $9.33^\circ$  y 0.75 para la articulación del tobillo.

Con estos resultados es posible concluir que los ángulos de las tres articulaciones estudiadas fueron medidos con una precisión estable por el sistema basado en sensores inerciales, ya que no se presentaron grandes diferencias entre los valores promedio de RMSE de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

Considerando otros estudios comparativos de estimación de ángulos por medio de un sistema basado en sensores inerciales, los valores de error encontrados en este trabajo se pueden considerar razonables, ya que si bien existen estudios comparativos que reportan errores de unos  $2^\circ$  o  $3^\circ$ , existen otros que reportan errores de hasta  $12^\circ$  y  $16^\circ$ .

Pese a que el sistema basado en unidades de medición inercial aún está en proceso de desarrollo y requiere de más pruebas de validación, con los resultados obtenidos en este estudio es posible afirmar que el sistema es capaz de caracterizar la cinemática articular de una extremidad inferior durante la marcha en el plano sagital. Además, permite la detección de eventos en la marcha, identificar un ciclo y el cálculo de cadencia de pasos de manera satisfactoria.

## 6.2. Trabajo Futuro

Como trabajo futuro se propone mejorar el algoritmo de estimación de los ángulos de articulaciones, ya sea implementando un filtro predictivo (como un filtro Kalman), y/o incorporando datos del sensor magnético. A pesar de que, como se mencionó anteriormente, el magnetómetro presenta dificultad para alcanzar una calibración estándar, su uso podría mejorar la precisión de las mediciones y disminuir el error en la estimación de ángulos.

A modo de complementar el sistema de análisis de marcha basado en sensores, se propone la incorporación del cálculo de ángulos en los planos transversal y frontal además del sagital, para permitir un estudio más completo del comportamiento de las articulaciones. Sería interesante también, incorporar el cálculo de otros parámetros espacio-temporales además de la cadencia, como el largo de paso y zancada.

Se plantea también la incorporación de una memoria interna en cada sensor, de modo que permita la adquisición de datos sin conexión cuando se requiera, guardándolos en la memoria para luego ser enviados a un computador para su procesamiento.

Se puede considerar también, cambiar la conexión de los sensores con un computador, de Bluetooth a WiFi, para superar las limitaciones propias de la conexión Bluetooth y permitir la adquisición de más sensores inerciales a la vez. De esta forma, se podrían evaluar más segmentos corporales de un sujeto durante la marcha.

Además de los puntos mencionados, es importante realizar nuevas pruebas comparativas luego de mejorar el algoritmo de cálculo e incorporar la estimación de nuevos parámetros, para así validar el sistema basado en IMUs en el análisis de marcha.

## Bibliografía

- [1] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Waterloo: John Wiley & Sons, Inc., 2009.
- [2] A. Capozzo, U. Della Croce, A. Leardini y L. Chiari, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background”, *Gait and Posture*, vol. 21, pp. 186-196, 2005.
- [3] M. A. El-Gohary, “Joint Angle Tracking with Inertial Sensors”, Portland, 2013.
- [4] M. Haro, “Laboratorio de Análisis de Marcha y Movimiento”, *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, n° 2, pp. 237-247, 2014.
- [5] P. K. Levangie y C. C. Norkin, *Joint Structure and Function A Comprehensive Analysis*, Fifth Edition, Philadelphia: F.A. Davis Company, 2011.
- [6] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski y J. R. Gage, “A gait analysis data collection and reduction technique”, *Human Movement Science*, vol. 10, pp. 575-587, 1991.
- [7] A. Villa Moreno, E. Gutiérrez Gutiérrez y J. C. Pérez Moreno, “Consideraciones para el Análisis de la Marcha Humana. Técnicas de Videogrametría, Electromiografía y Dinamometría”, *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. II, n° 3, pp. 16-26, 2008.
- [8] T. Watanabe, H. Saito, E. Koike y K. Nitta, “A Preliminary Test of Measurement of Joint Angles and Stride Length with Wireless Inertial Sensors for Wearable Gait Evaluation System”, 2011.
- [9] C. L. Vaughan, B. L. Davis y J. C. O'Connor, *Dynamics of Human Gait*, Cape Town: Kiboho Publishers, 1999.
- [10] J. Cámara, “Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales”, *Entramado*, vol. 7, n° 1, pp. 160-173, 2011.
- [11] L. Lippert, *Clinical Kinesiology and Anatomy*, Philadelphia: F.A. Davis Company, 2006.
- [12] J. Perry, *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*, Downey: SLACK Incorporated, 1992.
- [13] J. Mardones, “Valoración y Análisis de Parámetros Trascendentes Asociados a la Marcha Humana”, Concepción, 2012.
- [14] L. Testut, *Compendio de Anatomía Descriptiva*, Barcelona: Salvat, 1983.

- [15] D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen y S. N. Whittlesey, *Research Methods in Biomechanics*, 2014.
- [16] BTS Bioengineering, *SMART ANALYZER HANDBOOK*, 2011.
- [17] BTS Bioengineering, *BTS SMART-DX Motion Capture System. User Manual*, 2014.
- [18] Vicon , “Vicon Motion Analysis Systems”, [En línea]. Disponible: <https://www.vicon.com/>. [Último acceso: Septiembre 2017].
- [19] BTS Bioengineering, “BTS Bioengineering”, [En línea]. Disponible: <http://www.btsbioengineering.com/>. [Último acceso: Noviembre 2017].
- [20] Vicon, “Vicon Archived Products Bonita”, [En línea]. Disponible: <https://www.vicon.com/file/vicon/bonita-brochure.pdf>. [Último acceso: Noviembre 2017].
- [21] BTS Bioengineering, “BTS Bioengineering SMART-DX”, [En línea]. Disponible: <http://www.btsbioengineering.com/products/smart-dx/>. [Último acceso: Diciembre 2017].
- [22] BTS Bioengineering, *BTS VIXTA Digital Video System. User Manual*, 2007.
- [23] BTS Bioengineering, “BTS Bioengineering BTS GAITLAB”, BTS S.p.A., [En línea]. Disponible: <http://www.btsbioengineering.com/products/bts-gaitlab/>. [Último acceso: Diciembre 2017].
- [24] ITOP S.p.A. Officine Ortopediche, *Laboratorio di Gait Analysis, Manuale Operativo*.
- [25] BTS Bioengineering, *BTS P-6000 User Manual*, 2015.
- [26] BTS Bioengineering, “BTS Bioengineering FREEEMG”, BTS S.p.A., [En línea]. Disponible: <http://www.btsbioengineering.com/products/freeemg/>. [Último acceso: Diciembre 2017].
- [27] BTS Bioengineering, *BTS FREEEMG 1000 User Manual*, 2014.
- [28] Vicon Motion Systems Limited, *Plug-in Gait Product Guide*, 2010.
- [29] Vicon Motion Systems Limited, *Plug-in Gait Reference Guide*, 2017.
- [30] V. Cimolin y M. Galli, “Summary measures for clinical gait analysis: A literature review”, *Gait and Posture*, vol. 39, pp. 1005-1010, 2014.
- [31] M. H. Schwartz y A. Rozumalski, “The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology”, *Gait and Posture*, vol. 28, pp. 351-357, 2008.
- [32] K. D. Oberländer, “Inertial Measurement Unit Technology. Inverse Kinematics: Joint Considerations and the Maths for Deriving Anatomical Angles”, Colonia, 2015.

- [33] T. Seel, J. Raisch y T. Schauer, “IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis”, *Sensors*, pp. 6891-6909, 2014.
- [34] S. Madgwick, “An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays”, 2010.
- [35] R. Kalman, “A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems”, *Journal of Basic Engineering*, 1960.
- [36] BTS Bioengineering, “BTS Bioengineering G-WALK”, [En línea]. Disponible: <http://www.btsbioengineering.com/products/g-walk/>. [Último acceso: Diciembre 2017].
- [37] BTS Bioengineering, *BTS G-WALK User Manual*, 2015.
- [38] BTS Bioengineering, *BTS G-SENSOR 2 User Manual*, 2014.
- [39] “Xsens”, Xsens North America Inc., [En línea]. Disponible: <https://www.xsens.com/>. [Último acceso: Enero 2018].
- [40] Xsens, “Xsens MVN Analyze”, Xsens North America Inc., [En línea]. Disponible: <https://www.xsens.com/products/xsens-mvn-analyze/>. [Último acceso: Enero 2018].
- [41] T.-H. Hwang, J. Reh, A. Effenberg y H. Blume, “Real-Time Gait Event Detection Using a Single Head-Worn Inertial Measurement Unit”, de *IEE International Conference on Consumer Electronics*, Berlin, Alemania, 2016.
- [42] B. Sijobert, C. Azevedo Coste, J. Denys y C. Geny, “IMU Based Detection of Freezing of Gait and Festination in Parkinson's Disease”, 2014.
- [43] M. Kyrarini, X. Wang y A. Gräser, “Comparison of Vision-Based and Sensor-Based Systems for Joint Gait Analysis”, de *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications*, 2015.
- [44] B. Gómez, “Identificación de los Estados de la Marcha Utilizando Unidades de Medición Inercial para el Control de un Estimulador de Pie Caído”, Tesis de Magíster en Ciencias de la Ingeniería con mención en Ingeniería Eléctrica, Universidad de Concepción, Concepción, Chile, 2017.
- [45] P. Aqueveque, S. Sobarzo, F. Saavedra, C. Maldonado y B. Gómez, “Android Platform for Realtime Gait Tracking Using Inertial Measurement Units”, *European Journal of Translational Myology*, vol. 26(3), 2016.

- [46] P. Aqueveque, B. Gómez, F. Saavedra y E. Germany, “Neural Network Algorithm to Detect the Gait Phases and Trigger a Drop Foot Stimulator Using Inertial Sensors”, de *IFESS REHAB WEEK Conference*, Londres, 2017.
- [47] P. Aqueveque, B. Gómez, F. Saavedra y E. Germany, “A Neural Network Algorithm for Detection of Heel Strike and Heel Off Events Using Inertial Sensors to Trigger a Drop Foot Stimulator”, de *39th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Jeju, 2017.
- [48] TDK, “TDK InvenSense. MPU-9250”, [En línea]. Disponible: <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/9-axis/mpu-9250/>. [Último acceso: 20 Mayo 2017].
- [49] P. Aqueveque, S. Yáñez, P. Ortega, B. Gómez y E. Pino, “Sistema de Análisis de Marcha Basado en Unidades de Medición Inercial”, de *IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, Bogotá, 2017.
- [50] Python Software Foundation, “Python 2.7.10 Documentation”, [En línea]. Disponible: <https://docs.python.org/release/2.7.10/>. [Último acceso: Agosto 2017].
- [51] MathWorks, “MathWorks: MATLAB”, [En línea]. Disponible: <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>. [Último acceso: Noviembre 2017].
- [52] Vicon, “Vicon Nexus”, [En línea]. Disponible: <https://vicon.com/products/software/nexus>. [Último acceso: Diciembre 2017].

## Anexo A. Ángulos de Articulaciones Plano Sagital – Extracto “Joint Structure and Function” [5]

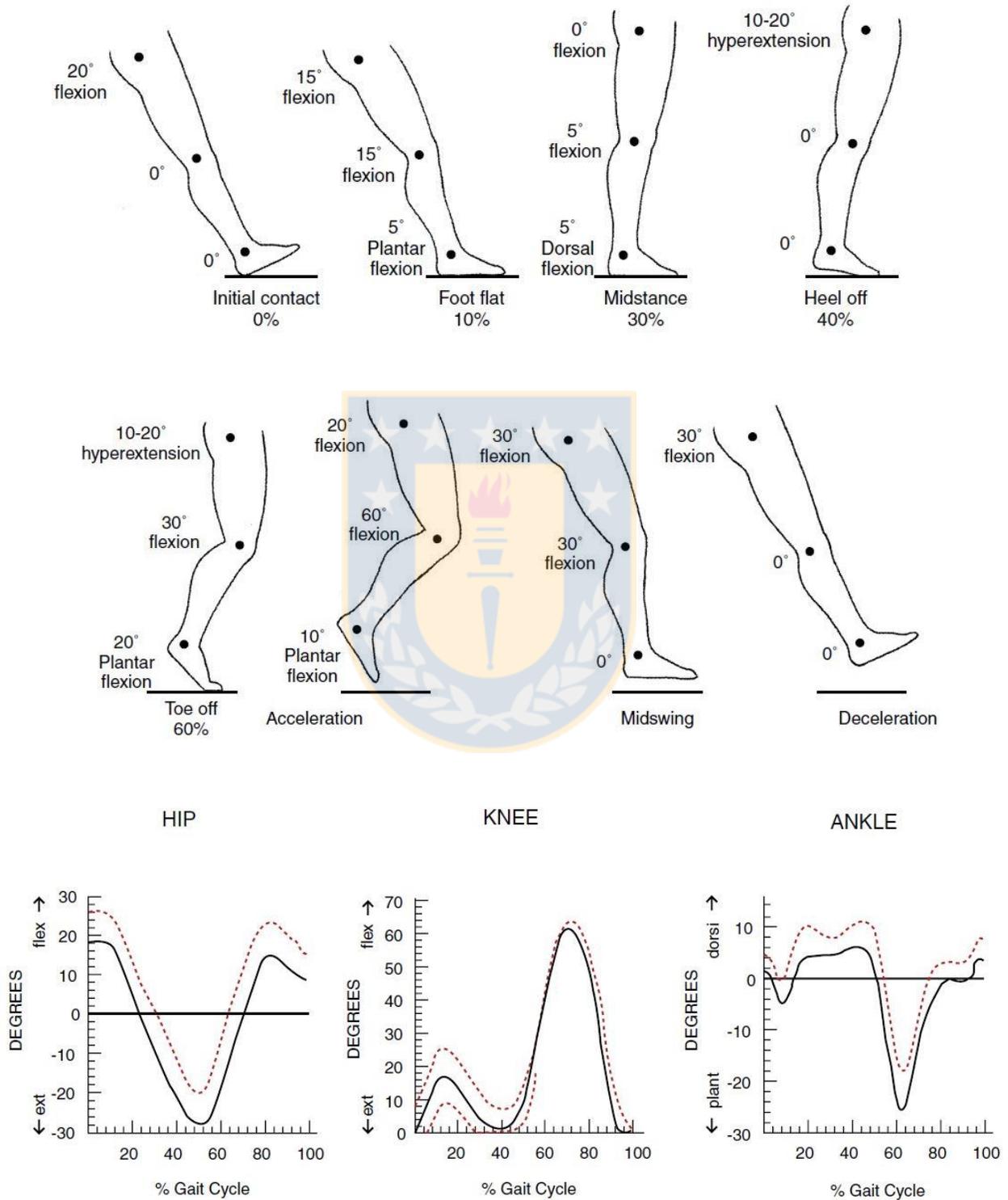


Fig. A.1 Ángulos de articulaciones del miembro inferior en el plano sagital durante la marcha [5]

## Anexo B. Extracto Reporte de Análisis de Marcha Elaborado en SMART-Clinic de BTS.

**BTS MOTION ANALYSIS LAB**  
Integrated solutions for multifactorial clinical movement evaluation



### Report di Gait Analysis

#### Informazioni Paziente:

NOME: DATA SESSIONE: 30/11/2017  
 COGNOME: PATOLOGIA: NORMALE  
 DATA DI NASCITA: 23/1/1996 PROTOCOLLO: Davis Heel

**BTS MOTION ANALYSIS LAB**  
Integrated solutions for multifactorial clinical movement evaluation

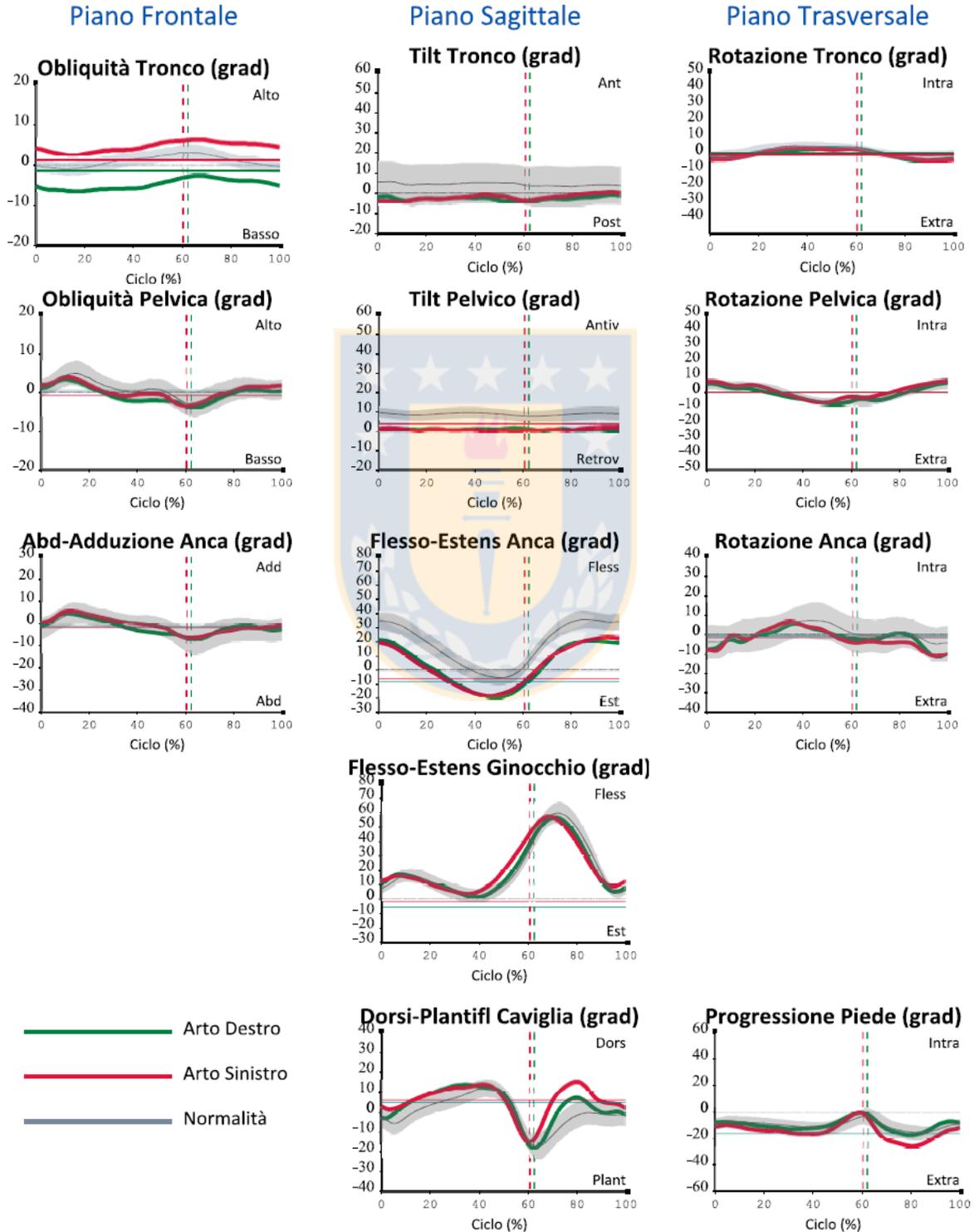


#### Parametri Temporalì

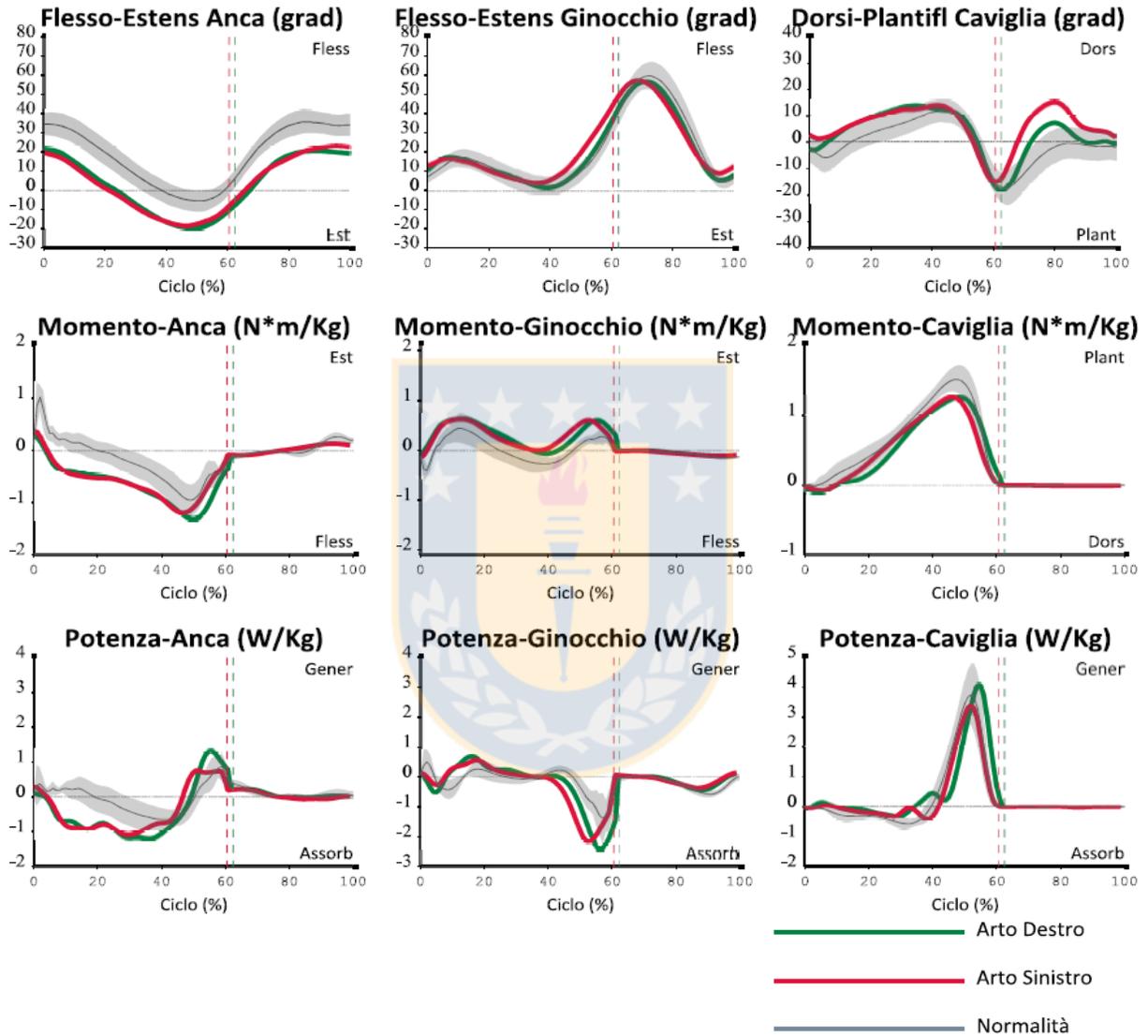
	ARTO DX	ARTO SX	NORMALITA'
Durata del ciclo (s):	1.09 ± 0	1.09 ± 0	1.1 ± .09
Durata dell'appoggio (s):	0.68 ± 0	0.66 ± 0	0.65 ± .07
Durata dell'oscillazione (s):	0.41 ± 0	0.43 ± 0	0.44 ± .05
Fase di appoggio (%):	62.39 ± 0	60.55 ± 0	58.98 ± 1.97
Fase di oscillazione (%):	37.61 ± 0	39.45 ± 0	40.03 ± 3.56
Fase singolo supporto (%):	39.45 ± 0	37.61 ± 0	38.87 ± 2.57
Fase doppio supporto (%):	12.84 ± 0	10.09 ± 0	10.27 ± 3.09
Velocità media (m/s):	1.1 ± 0		1.2 ± .2
Velocità media (%altezza/s):	68.13 ± 0		80 ± 5
Cadenza (passi/min):	109.8 ± 0		114 ± 4.2

<b>Parametri Spaziali</b>	<b>ARTO DX</b>	<b>ARTO SX</b>	<b>NORMALITA'</b>
Lunghezza del ciclo (m):	1.18 ± 0	1.17 ± 0	1.36 ± .11
Lunghezza del ciclo (%altezza):	74.63 ± 0	74.01 ± 0	80 ± 10
Lunghezza del passo (m):	0.59 ± 0	0.59 ± 0	0.62 ± .05
Larghezza del passo (m):		0.08 ± 0	0.08 ± .05
<b>Angoli di Standing</b>	<b>ARTO DX</b>	<b>ARTO SX</b>	
Obliquità pelvica (grad):	0.7 ± .1	-7 ± .1	
Tilt pelvico (grad):	3.8 ± .2	3.8 ± .2	
Rotazione pelvica (grad):	0.2 ± .2	-2 ± .2	
Abd-Adduzione anca (grad):	-1.1 ± .1	-1.6 ± .1	
Flesso-Estens anca (grad):	-7.6 ± .1	-5.6 ± .2	
Rotazione anca (grad):	-6 ± .2	-1.2 ± .2	
Flesso-Estens ginocchio (grad):	-5.6 ± .1	-1.2 ± .2	
Dorsi-Plantifless caviglia (grad):	4.8 ± .1	6.1 ± .2	
Progressione del piede (grad):	-15.9 ± .1	-19.8 ± 0	
<b>Gait Profile Score</b>	<b>ARTO DX</b>	<b>ARTO SX</b>	<b>NORMALITA'</b>
Gait Profile Score (grad):	6.2 ± 0	7.1 ± 0	< 7
<b>Gait Variable Scores</b>	<b>ARTO DX</b>	<b>ARTO SX</b>	
Obliquità pelvica (grad):	1.6 ± 0	1 ± 0	
Tilt pelvico (grad):	8 ± 0	8 ± 0	
Rotazione pelvica (grad):	1.2 ± 0	1.6 ± 0	
Abd-Adduzione anca (grad):	1.7 ± 0	1.1 ± 0	
Flesso-Estens anca (grad):	15 ± 0	15.2 ± 0	
Rotazione anca (grad):	3 ± 0	3.8 ± 0	
Flesso-Estens ginocchio (grad):	3 ± 0	6.2 ± 0	
Dorsi-Plantifless caviglia (grad):	4.9 ± 0	8.6 ± 0	
Progressione del piede (grad):	2.1 ± 0	5.5 ± 0	
<b>Gait Deviation Index</b>	<b>ARTO DX</b>	<b>ARTO SX</b>	<b>NORMALITA'</b>
Gait Deviation Index:	92.95 ± 0	92.73 ± 0	> 100

## Analisi Cinematica



## Analisi Dinamica (Piano Sagittale)



## Forza di Reazione al Suolo

